

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ ІНСТИТУТ

Кафедра технології машинобудування

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

Оптимізація процесів обробки кісткового матеріалу при встановленні штучних суглобів

Автор Коваль Артур Вікторович

Н.кер. Пуховський Євген Степанович

2019

РЕФЕРАТ

Структура та об'єм роботи. У магістерську дисертацію входить вступ, 3 розділи, загальні висновки, список використаної літератури. Робота складається з 9 сторінок тексту, 23 таблиці, 23 рисунків, 53 літературних джерел.

Актуальність теми. Однією з найбільш вагомих проблем при застосуванні різальних інструментів для оброблення кісткової тканини в медицині, являється можливе термічне пошкодження та некроз частини кісткової тканини, що являється критичним для успішного встановлення та подальшої експлуатації штучних суглобів. Факторами, які впливають на можливість термічного пошкодження являється величина температури в зоні різання та час протягом якого ця температура впливає на кісткову тканину. За статистичними даними приблизно у 12,3% всіх випадків встановлення штучного кульшового імпланту виникає потреба у проведенні повторної операції. Основними причинами проведення повторних операцій являється обмежений період експлуатації та передчасні ускладнення. Проте за статистичними даними 76,7% повторних операцій стається внаслідок виникнення саме передчасних ускладнень. Автор припускає, що одним з можливих факторів виникнення ускладнень може являтися перевищення критичної температури під час фрезерування вертлюжної западини в зоні різання. Для перевірки цієї гіпотези необхідно провести експериментальні дослідження з визначення температури в зоні різання вертлюжної западини за можливих у реальних умовах режимах різання.

Мета й завдання дослідження. Оптимізація процесу обробки кісткового матеріалу при встановленні штучного суглоба до вертлюжної западини. Оптимізація полягатиме у спробі знайти оптимальні режими різання, які б забезпечили сприятливі температурні умови як для встановлення імпланту, так і для його успішної подальшої експлуатації. Завдання дослідження полягає у проведенні експериментів для визначення

температури, що виникатиме в зоні різання за певних конкретних режимів різання. Необхідно визначити величину критично допустимої температури та розробити способи її визначення. Після аналізу отриманих даних необхідно зробити висновки стосовно того, чи має місце ризик виникнення некрозу кісткової тканини в процесі проведення операції із встановлення штучного суглобу внаслідок перевищення критичної температури та запропонувати можливі варіанти оптимізації процесу фрезерування вертлюжної западини, якщо такі будуть знайдені.

Об'єкт дослідження – процес фрезерування вертлюжної западини людини.

Предмет дослідження – визначення температури, яка досягається в зоні різання при фрезеруванні вертлюжної западини людини за певних режимах різання.

Методи дослідження: проведення аналізу наукових робіт, які було опубліковано раніше, ознайомлення з основами та особливостями оброблення кісткової тканини; відтворення реальних умов процесу фрезерування вертлюжної западини людини, з використанням кісткового матеріалу та стандартних напівсферичних фрез; розробка та реалізація методів вимірювання температури в зоні різання кісткового матеріалу.

Наукова новизна отриманих результатів

1. Комплекс даних щодо впливу процесу фрезерування на температуру в зоні різання вертлюжної западини.
2. Набір даних щодо розподілу температури всередині вертлюжної западини отриманий за допомогою проведення відповідних експериментів.
3. Розроблено підходи для визначення температури, яка утворилася при фрезеруванні кісткового матеріалу, що максимально точно відображатиме умови перебігу реального процесу.

Практичне значення отриманих результатів. Отримані данні допоможуть визначити, чи має місце некроз кісткової тканини, викликаний перевищенням певної допустимої критичної температури в зоні різання. Вплив режимів різання на зміну температури в зоні різання. На основі даних з вимірювання температур різними методами можна проаналізувати співвідношення отриманих даних та зробити певні висновки щодо можливої достовірності отриманих результатів. На основі загального комплексу таких даних можна розробити методи щодо подолання проблем під час фрезерування, якщо такі будуть встановлені.

Ключові слова: ТЕРМІЧНИЙ ОСТЕОНЕКРОЗ, ВЕРТЛЮЖНА ЗАПАДИНА, ФРЕЗЕРУВАННЯ, КРИТИЧНА ТЕМПЕРАТУРА, ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ, ШТУЧНИЙ КУЛЬШОВИЙ СУГЛОБ

ЗМІСТ

| | |
|--|----|
| ЗМІСТ | 8 |
| ВСТУП..... | 10 |
| РОЗДІЛ 1. ПЕРЕДУМОВИ, ЯКІ СПОНУКАЮТЬ ДО ПРОВЕДЕННЯ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ В ОБЛАСТІ ФРЕЗЕРУВАННЯ ВЕРТЛЮЖНОЇ ЗАПАДИНИ..... | 12 |
| 1.1 Роль кульшового суглобу в життєдіяльності людини | 12 |
| 1.2 Причини необхідності оперативного втручання | 13 |
| 1.3 Масштаб розповсюдженості проблеми з встановлення штучного кульшового суглобу | 15 |
| 1.4 Результати, які досягаються шляхом встановлення штучного кульшового суглобу та принципова будова протезів..... | 16 |
| 1.5 Причини необхідності проведення повторної операції із встановлення штучного імпланту..... | 19 |
| 1.6 Перебіг операції для ознайомлення з реальними умовами оброблення кісткової тканини | 22 |
| 1.7 Структурна будова та процес регенерації кісткової тканини | 26 |
| 1.8 Виникнення температурного остеонекрозу | 29 |
| 1.9 Існуючі критерії критичної температури..... | 32 |
| 1.10 Опис досягнень попередніх досліджень | 35 |
| 1.11 Способи вимірювання температури..... | 48 |
| 1.12 Висновки розділу | 50 |
| РОЗДІЛ 2. ПЛАНУВАННЯ ТА ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТІВ, ЇХ РЕЗУЛЬТАТИ ТА АНАЛІЗ ОТРИМАНИХ ДАНИХ..... | 53 |
| 2.1 Мета експериментів | 53 |
| 2.2 Планування експериментів | 53 |
| 2.2.1 Обґрунтований вибір критичної величини температури..... | 53 |
| 2.2.4 Підготовка дослідів з вимірювання температури в зоні різання термопарами | 58 |
| 2.2.4 Планування дослідів з вимірювання температур в зоні різання за допомогою використання тепловізора..... | 70 |
| 2.3 Проведення експерименту | 74 |
| 2.3.1 Експериментальне дослідження температури за допомогою термопар..... | 74 |

| | |
|---|--|
| 2.3.2 Експериментальне дослідження температури за допомогою тепловізора | 80 |
| 2.3.3 Висновки розділу | 83 |
| РОЗДІЛ 3. START-UP ПРОЕКТ | Ошибка! Закладка не определена. |
| 4.1. Ідея проекту | Ошибка! Закладка не определена. |
| 4.2. Технологічний аудит ідеї проекту | Ошибка! Закладка не определена. |
| 4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту | Ошибка! Закладка не определена. |
| 4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту | Ошибка! Закладка не определена. |
| 4.5. Маркетингова програма стартап-проекту | Ошибка! Закладка не определена. |
| ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ | 84 |
| ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ | 86 |

ВСТУП

Проаналізувавши статистичні дані щодо проведення операцій із встановлення штучного кульшового суглобу було зроблено висновок про зростаючу тенденцію кількості операцій даного типу у майбутньому. На це є декілька вагомих причин. За статистичними даними основною віковою групою людей для яких проводиться операція з заміни кульшового суглобу являються люди поважного віку від 70-и років, близько 69,5% усіх проведених операцій релевантні для вікової категорії населення від 70-и років і вище. Також проаналізувавши дані щодо загальної тенденції «старіння» населення можна сказати, що кількість населення віком від 70-и років у майбутньому зростатиме. Також встановлено поступове зростання загальної кількості населення світу. Вказані фактори говорять про те, що актуальність проведення операцій з заміни кульшового суглобу буде лише збільшуватись. [1]

Завдяки значному розвитку матеріалознавства та технологій оброблення матеріалів для протезування спостерігається значне підвищення надійності та строку служби штучних металевих протезів. За останні 20 років кількість випадків повторного оперативного втручання після заміни кульшового суглобу зменшилась удвічі. Проте за актуальними даними 12,3% проведених операцій потребують повторного операційного втручання. Серед повторних операцій лише 23,3% відбуваються з причини закінчення строку служби штучних суглобів, який на сьогоднішній день складає близько 20-25 років. 76,7% повторних операцій відбувається з причини передчасних ускладнень. Дані ускладнення можуть бути наслідком неправильної експлуатації або певних негативних факторів, які вплинули під час оперативного втручання. Автором було зроблено припущення, що однією з вагомих причин може бути перевищення допустимої критичної температури під час фрезерування вертлюжної западини в зоні різання. Внаслідок чого може виникати остеонекроз, який перешкоджає регенерації кісткової

тканини, а також унеможливилює вживляння імпланту до кісткової тканини. За таких умов виникає необхідність повторного оперативного втручання.

Для перевірки даної гіпотези було проведено аналіз наукової літератури за темами оброблення кісткової тканини. Було знайдено достатню кількість робіт, присвячену свердлінню, фрезеруванню та шліфуванню кісткової тканини. Проте в даних роботах не було відтворення реальних умов фрезерування вертлюжної западини, її геометричних параметрів, а відбувались загальні процеси оброблення, без застосування спеціального медичного різального інструменту. В даній роботі буде втілено спробу максимального відтворення умов фрезерування вертлюжної западини з одночасним вимірюванням температури в зоні різання. Такий підхід підтверджує новизну та актуальність даної магістерської роботи.

В процесі аналізу наукової літератури було встановлено, що не існує певного загальноприйнятого критерію допустимої максимальної температури, за якої відбувається остеонекроз. Тому в даній роботі виникає необхідність обґрунтованого визначення такого критерію. [1]

Отримані в майбутньому результати роботи дадуть змогу підтвердити або спростувати висунуту гіпотезу та стати підґрунтям для створення концепцій щодо вирішення проблеми термічного остеонекрозу, якщо така матиме місце.

РОЗДІЛ 1. ПЕРЕДУМОВИ, ЯКІ СПОНУКАЮТЬ ДО ПРОВЕДЕННЯ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ В ОБЛАСТІ ФРЕЗЕРУВАННЯ ВЕРТЛЮЖНОЇ ЗАПАДИНИ

1.1 Роль кульшового суглобу в життєдіяльності людини

Кульшовий суглоб належить до центральних органів руху людини. Він служить для її вільного пересування, яке може бути виражене у різних формах фізичної активності наприклад під час бігу або ходьби. Крім цього кульшовий суглоб відіграє надзвичайно важливу роль майже в усіх щоденних формах діяльності людини. Даний суглоб утримує значну частину ваги людини, являється одним з найбільш навантажених суглобів та одночасно забезпечує високий рівень свободи руху. Даний суглоб відноситься до типу сферичних суглобів в класичному розумінні та являється другим за розмірами суглобом людини після колінного суглоба. Будова та розташування кульшового суглобу людини зображено на рисунку 1.1.



Рисунок 1.1 – Кульшовий суглоб [1]

Принципова будова кульшового суглобу полягає у тому, що в нижній частині тазової кістки розташована вертлюжна западина. На вершині

стегнової кістки розташована її голівка, що з'єднана шийкою із самою стегною кісткою. Вертлюжна западина в нижній частині тазової кістки та голівка стегнової кістки, які вкриті хрящовою тканиною, разом утворюють кульшовий суглоб, який надає можливість обертання навколо трьох осей. Даний суглоб вкритий капсулою, всередині цієї капсули відбувається виділення спеціальної так званої суглобної рідини, яка забезпечує необхідні умови ковзання для відносного руху між поверхнями. Безпосередньо рух суглоба забезпечується системою зв'язок та м'язів, які його оточують [8]. Принципову будову кульшового суглобу наведено на рисунку 1.2.



Рисунок 1.2 – Принципова будова кульшового суглобу [2]

1.2 Причини необхідності оперативного втручання

Як вже зазначалося, кульшовий суглоб є одним із найбільш навантажених суглобів в організмі людини, тому він є найбільш схильним до виникнення артрозу та утворення травм. Артроз, у свою чергу, може бути спричинений наступними факторами:

- регулярні надмірні навантаження на суглобову область;
- недорозвинення кісткової тканини;

- порушення кровопостачання головки стегнової кістки;
- різні травми;
- запальні зміни в суглобі.

В основі виникнення артрозу завжди лежить пошкодження важливої дзеркально гладкої хрящової тканини, що призводить до утворення запалень в зоні кульшового суглобу. В Німеччині щорічно проводиться близько 200 000 операцій із заміни кульшового суглобу штучним імплантатом, з них 150 000 операцій проводяться з причини виникнення артрозу хрящової тканини. Симптомами хвороби являються болі в суглобах та знижена свобода рухів. Поява артрозу дуже часто являється причиною для подальшого оперативного втручання та лікування хвороби. На рисунку 1.3 та 1.4 зображено непошкоджену та уражену артрозом хрящову тканину голівки стегнової кістки.

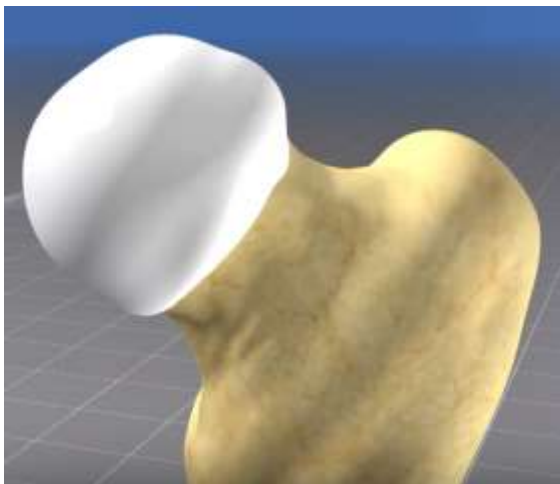


Рисунок 1.3 – Непошкоджена хрящова тканина

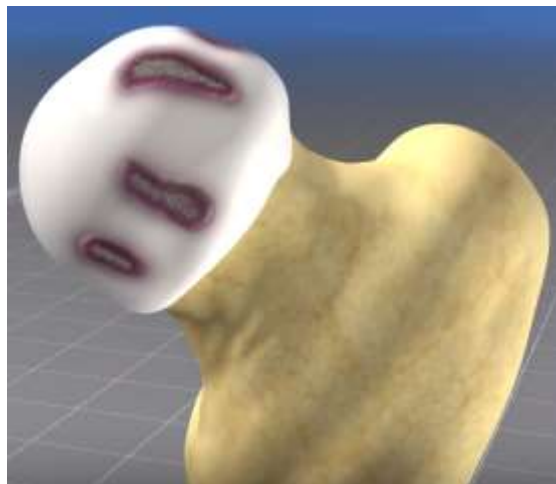


Рисунок 1.4 – Хрящова тканина уражена артрозом

До розповсюджених травм, що викликають необхідність імплантації штучного суглоба відносять переломи кістки тазу, перелом шийки та перелом головки стегнової кістки. З усіх можливих форм травмування найчастіше зустрічається перелом шийки стегнової кістки. В Німеччині з причини такого травмування проводиться 40 000 операцій щорічно. [2]

1.3 Масштаб розповсюдженості проблеми з встановлення штучного кульшового суглобу

Операція з заміни кульшового суглоба являється однією з найрозповсюдженіших в світі. В період з 2013 по 2017 роки кількість проведених операцій в Європі зросла з 4,243 млн. до 4,6 млн., тобто на 8,5%. Відповідний графік наведено нижче на рисунку 1.5.

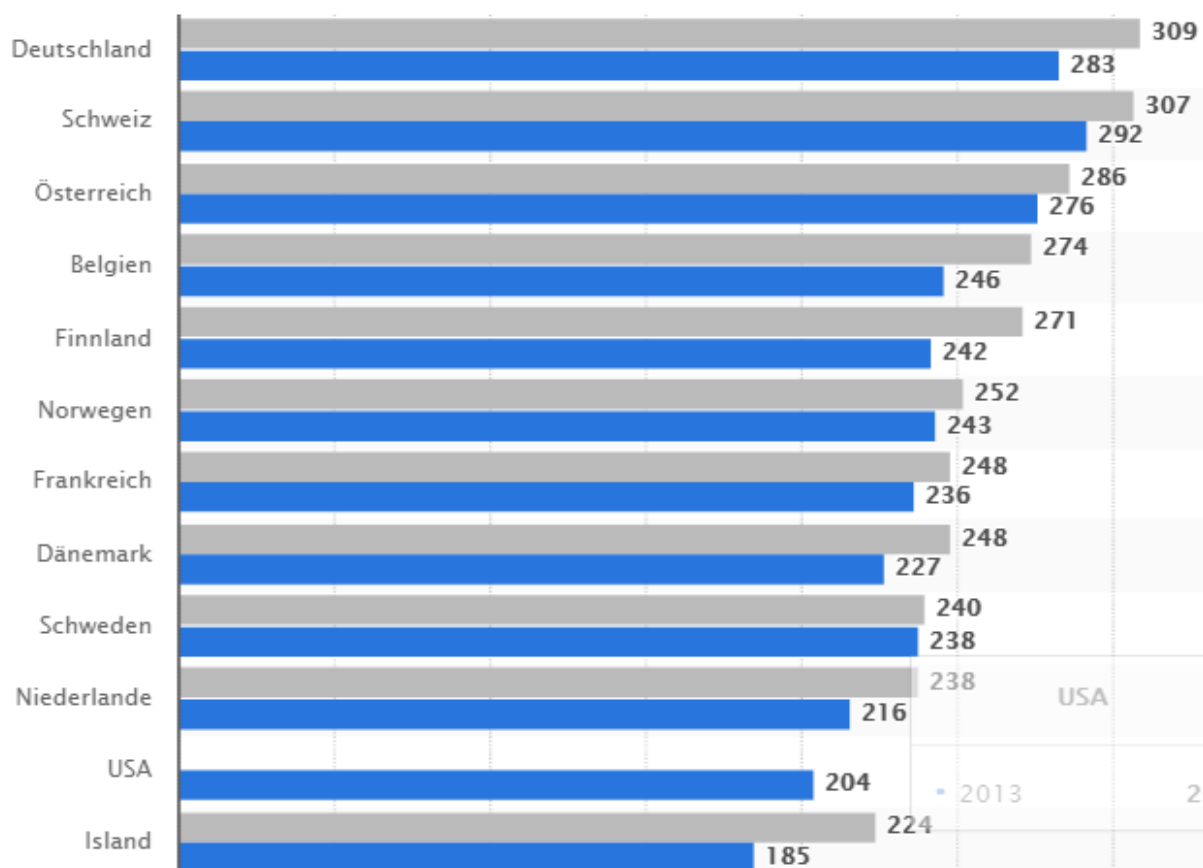


Рисунок 1.5 – Статистика кількості операцій в Європі[3]

Зазначена тенденція являється не лише європейською, а й світовою. На це є декілька вагомих причин. Оскільки 69,5% проведених операцій припадає на людей віком від 70-років, то враховуючи при цьому світову тенденцію до збільшення середнього віку населення, можна припустити, що і відносна кількість операцій із заміни кульшового суглобу буде збільшуватись. Також збільшення кількості населення світу може сигналізувати про підвищення загальної кількості випадків протезування у майбутньому. Близько 12,3%

проведених операцій потребують повторного оперативного втручання внаслідок виникнення ускладнень ще до завершення строку служби імплантату. Такий статистичний фон лише підтверджує важливість проведення наукових досліджень в даній області для оптимізації процесів обробки кісткового матеріалу при встановленні штучних суглобів.

1.4 Результати, які досягаються шляхом встановлення штучного кульшового суглобу та принципова будова протезів

Як зазначалося раніше кульшовий суглоб відіграє надзвичайно важливу роль у життєдіяльності людини. Особливо активну участь даний суглоб приймає при активному русі. Біль у кульшовому суглобі, обмеження рухливості часто сприймаються як вікова норма, і не викликають особливих побоювань. Тільки коли біль стає інтенсивним і тривалим, змінюється хода, людина “завалюється на бік” і накульгує, тоді приходить розуміння про необхідність візиту до лікаря. Руйнівні процеси розвиваються повільно, періодично нагадуючи про себе нападами різкого болю, утрудненнями у скоєнні звичних рухів таких як присідання, підйом, поворот в сторону. Поступово хрящ втрачає еластичність, стає все тоншим. Зрештою, дві кістки, що утворюють суглоб, починають стикатися між собою при ходьбі, що призводить до швидкого стирання суглобових поверхонь. Серйозно посилює патологію надмірна вага, яка створює підвищене навантаження на опорно-рухову систему. [4]

Досвідчений травматолог-ортопед за характером ходи приблизно може визначити ступінь артрозу або остеопорозу, але остаточні висновки робляться тільки після отримання діагностичного висновку рентгенографії. Планове протезування кульшового суглоба є необхідністю в тому випадку, якщо відновити функцію суглобу неможливо консервативним способом, а відсутність операції призведе до інвалідності. При сильному руйнуванні компонентів суглоба лікарі не беруться застосовувати радикальні

методики. Крихкі кістки і атрофовані зв'язки не витримують навантажень, створюваних медичними конструкціями (імплантатами), в результаті чого утворюються додаткові травми. Тому, якщо лікар зробив висновок про те, що операція потрібна і, головне, можлива, це привід для позитивного настрою.

Результатом оперативного втручання є встановлення штучного ендопротезу кульшового суглобу. Після встановлення такого протезу за 3-5 місяців відбувається повне відновлення функціональності кульшового суглобу. На рисунку 1.6 зображено принципову форму кульшового імплантату та його розташування в тілі людини.

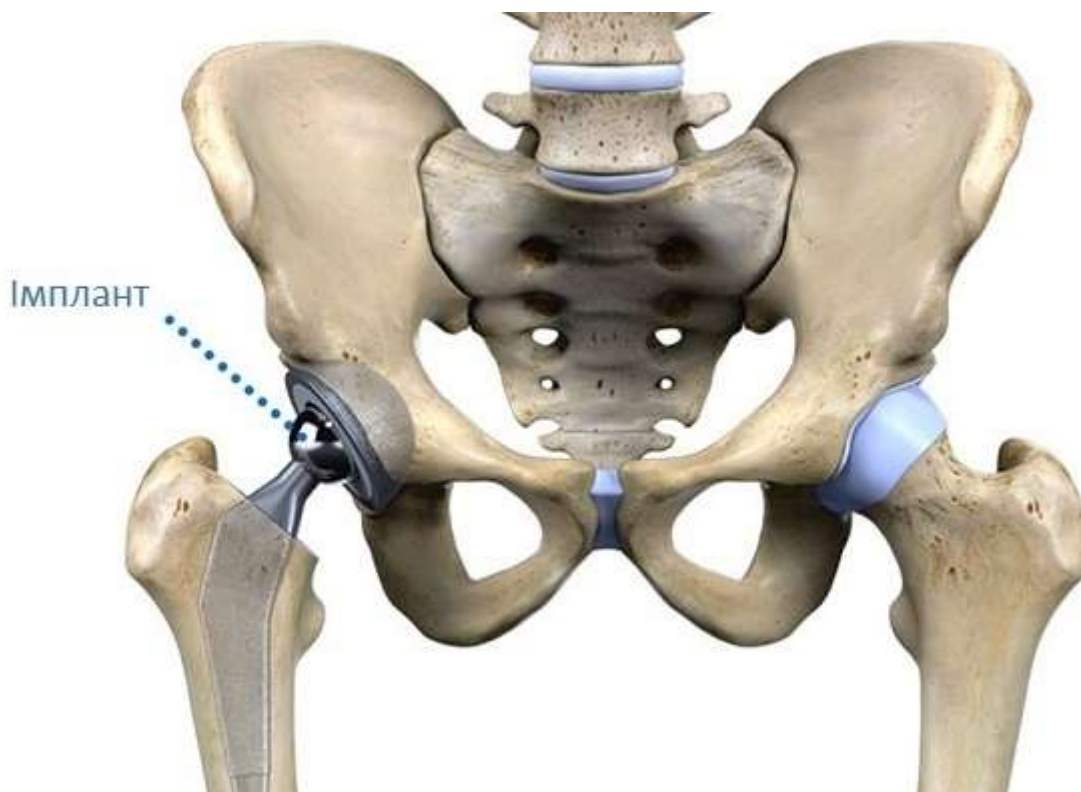


Рисунок 1.6 – Принципова форма кульшового імпланту [4]

На рисунку 1.6 було зображено загальну форму ендопротезу, але в залежності від інтенсивності зношеності хрящової тканини або виду травми, застосовують різні типи ендопротезу. В процесі оперативного втручання намагаються залишити якомога більше кісткової тканини, тому повна заміна суглоба являється не завжди необхідною і тому в деяких випадках можна

обмежитися лише заміною певних його частин [2]. В цьому виділяють три типи протезів кульшового суглобу. Основні типи зображено на рисунку 1.7.

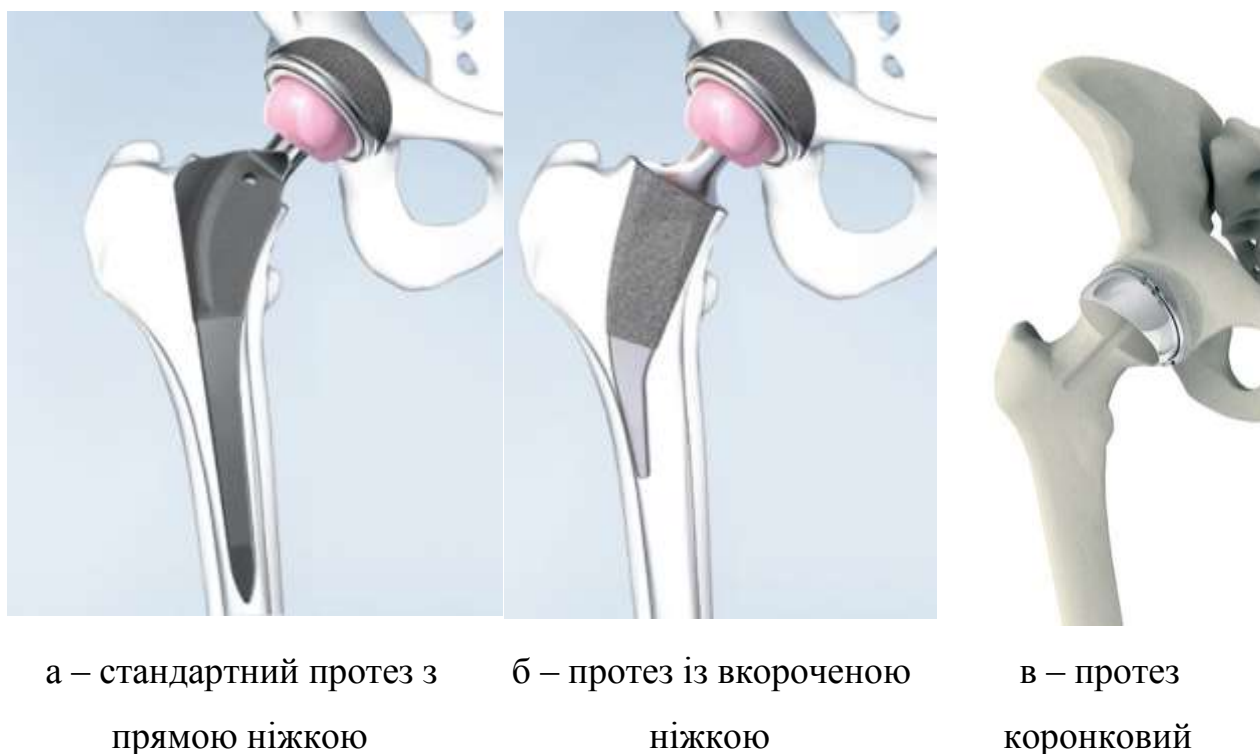


Рисунок 1.7 - Типи ендопротезів кульшового суглоба [2]

Проте близько 85% усіх операцій відбувається із встановленням стандартного протезу з довгою прямою ніжкою і лише 10% припадає на протези з вкороченою ніжкою. Стандартний протез повністю замінює кісткові частини кульшового суглобу: голівку та вертлюжну западину (ацетабулум). Ніжка протезу тримає штучний суглоб закріплюючись всередині стегнової кістки. Голівка протезу (виготовлена з металу або з додатковоим нанесенням керамічного покриття) створює поверхню ковзання кульшового протезу. Вкладка ковзання з поліетилену, металу або кераміки зєднує вертлюжну чашу з голівкою стегнової кістки. Вертлюжна западина (ацетабулум) в нижній частині тазової кістки покривається вертлюжною чашею. Описану конструкцію зображено на рисунку 1.8.

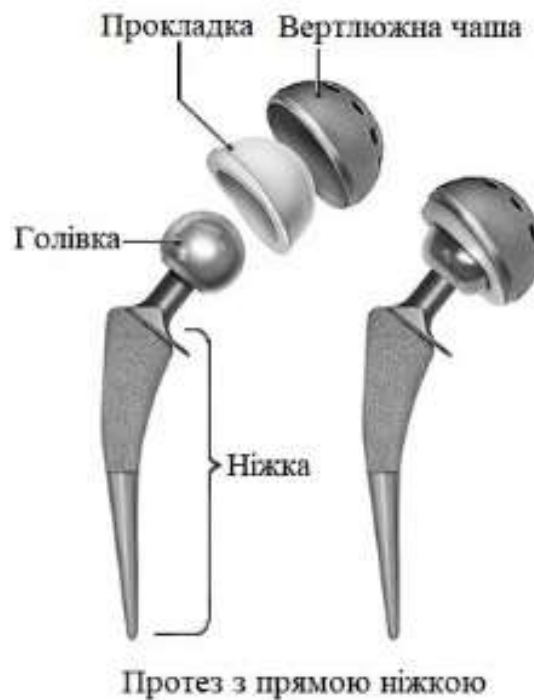


Рисунок 1.8 – Конструкція протезу кульшового суглобу[5]

Проаналізувавши типи ендопротезів кульшового суглобу, можна помітити, що встановлення вертлюжної чаші до вертлюжної западини є невідємним етапом для всіх трьох типів протезів, тобто при кожній операції із встановлення штучного суглобу процес фрезерування вертлюжної западини тазової кістки є невідємним і дуже важливим як для успішної операції так і для подальшої експлуатації штучного суглобу.

1.5 Причини необхідності проведення повторної операції із встановлення штучного імпланту

На сьогоднішній день нагальною стає потреба в повторному ендопротезуванні суглобів. Так в Західноєвропейських країнах за 2011 рік співвідношення повторного та первинного ендопротезування кульшового суглоба становило 1:8. Кожного року в Європейських країнах проводиться близько 350 тисяч повторних ендопротезувань. Лише в Німеччині відбувається близько 30 тисяч таких операцій щорічно, це складає близько

12,3% від загальної кількості первинних операцій. Світова статистика демонструє близько 25% випадків повторного оперативного втручання. В наступній таблиці наведено статистику, що демонструє вірогідність виникнення необхідності в проведенні повторної операції для різних вікових категорій та статі людей.

Таблиця 1.2 – Статистка проведення повторних операцій для різних вікових груп [5]

| Вікова категорія | Вірогідність для чоловіків | Вірогідність для жінок |
|-------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| 50 Років | 30 % | 17 % |
| 60 Років | 17 % | 17 % |
| 70 Років | 8 % | 6 % |
| 80 Років | 2 до 3 % | 2 до 3 % |

Повторне (ревізійне) ендопротезування — це вторинна операція, яка застосовується в тому випадку, якщо після установки імпланту виникли серйозні ускладнення, зокрема:

- Розхитування суглобових компонентів;
- Інфікування;
- Перелом ніжки протеза;

Техніка повторного ендопротезування кардинально відрізняється від первинного оперативного втручання. Перша операція з встановлення ендопротеза проводиться за стандартним алгоритмом , а повторне втручання

в кожному окремому випадку потребує застосування індивідуального підходу та особливої техніки.

Ускладнюючим фактором є велика втрата кісткової тканини, яка оточує кульшовий протез. Хірургу необхідно видаляти штучний суглоб, проводити чистку суглобових поверхонь, після чого встановлювати нові компоненти імплантату. Оперативні втручання такого типу зазвичай виконують у спеціалізованих центрах ендопротезувань суглобів, у яких наявні відповідні умови та висококваліфіковані й досвідчені фахівці. За світовою статистикою, результати ревізійного протезування значно гірші за результати первинного. У строки до 15 років повторна нестабільність ревізійних компонентів становить майже 60%. Відсоток повторних ревізійних втручань у країнах Європи сягає 20%. Цей факт підтверджує актуальність і складність проблеми ревізійного ендопротезування кульшового суглобу. [7]

Для виникнення ускладнень, що стають причиною для ревізійного ендопротезування є ціла низка факторів. Поширеними факторами є:

- Завершення строку служби протезу,
- Нестабільність з'єднання ендопротезу з кісткою
- Інфекція ендопротезу
- Перелом кістки до якої зафіксовано компонент ендопротезу
- Зношування деталей ендопротезу
- Вивихи імпланту

Ревізійне ендопротезування кульшового суглобу продовжує залишатися актуальною проблемою сучасної ортопедії. Збільшення кількості ревізійних операцій потребує відповідної підготовки фахівців, наявності спеціалізованих центрів ендопротезування суглобів, матеріально-технічного забезпечення з боку держави.

При цьому важливо зазначити, що переважна більшість повторних операцій трапляється з причини послаблення та розхитування

ацетабулярного компонента у вертлюжній западині тазової кістки. За статистичними даними у 2016-му році в Німеччині було зафіксовано майже вдвічі більше випадків послаблень ацетабулярного компонента, ніж стегового стержня. А у 2018-му році 60,8% від усіх ревізійних операцій було проведено для заміни вертлюжної чаші.

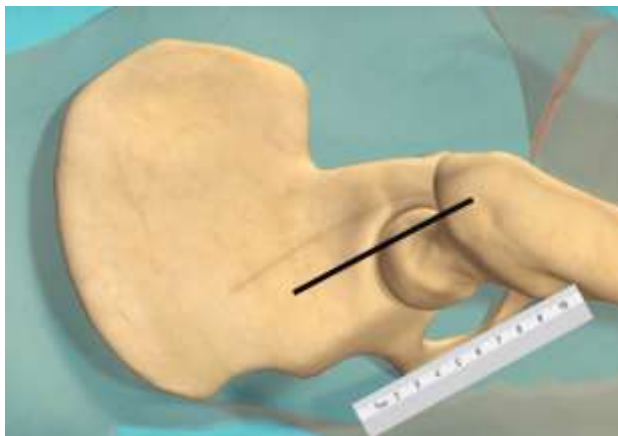
З наведеної інформації можна прийти до висновку, що проблема може критися в оперативній підготовці вертлюжної западини перед встановленням вертлюжної чаші або в конструкції самої чаші. Наукові дослідження в даній області могли б виправити можливі недоліки та покращити статистику проведених операцій. Однією з можливих причин може являтися остеонекроз кісткової тканини, викликаний перевищення певної критичною температури. У свою чергу остеонекроз унеможливорює вrostання компонентів протезу, а саме вертлюжної чаші до вертлюжної западини тазової кістки. Тому є доцільним дослідити температурні умови, які виникають в процесі оперативного втручання для встановлення штучного кульшового суглобу.

1.6 Перебіг операції для ознайомлення з реальними умовами оброблення кісткової тканини

Незалежно від типу ендопротезування загальний алгоритм проведення операції із встановлення штучного кульшового суглобу зберігається. Тому важливо ознайомитися з типовим перебігом та особливостями такого оперативного втручання, для більш детального розуміння реальних умов в яких виконується така процедура хірургом. Це важливо для того, щоб в процесі прийняття рішення щодо умов проведення експерименту та надання рекомендацій з оптимізації процесу оброблення мати на увазі реальні умови роботи і внесені рекомендації мали б шанс бути застосованими на практиці.

Розглянемо кроки, проведення операції з встановлення штучного кульшового суглобу, деякі з наведених кроків будуть зображені на відповідних рисунках:

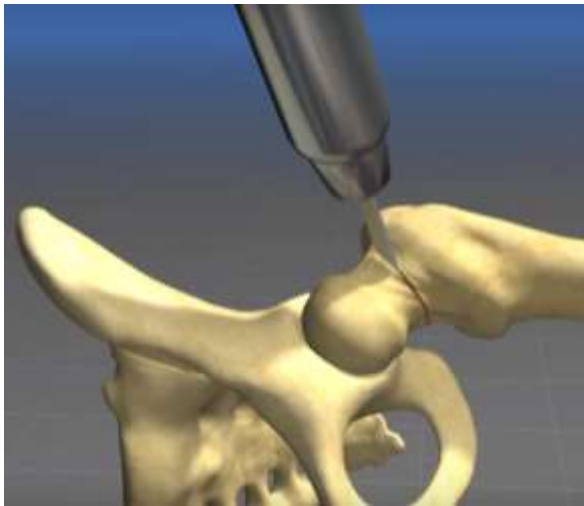
- 1) робиться розтин шкіри та підшкірного жиру;
- 2) м'язи, сухожилля та зв'язки розсуваються по сторонам;
- 3) за допомогою осцилюючої пили відрізають голівку стегна разом із шийкою;
- 4) За допомогою гвинтового інструменту відбувається навинчування відрізаної головки кульшового суглобу та її видалення;
- 5) Розфрезерування вертлюжної западини для подальшого встановлення вертлюжної чаші за допомогою спеціальної медичної фрези;
- 6) Запресування вертлюжної чаші до вертлюжної западини;
- 7) Видалення частини губчастої тканини із стегнової кістки для подальшого встановлення ніжки протезу;
- 8) Встановлення ніжки до стегнової кістки;
- 9) Насадження голівки на ніжку протезу;
- 10) Остаточне встановлення голівки протезу до вкладишу вертлюжної чаші.



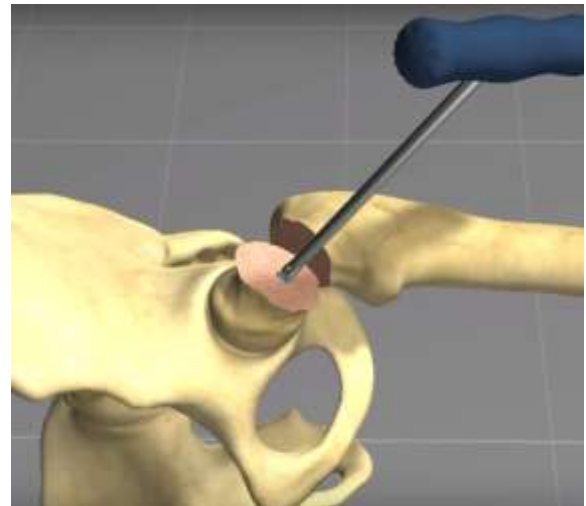
Крок 1



Крок 2



Крок 3



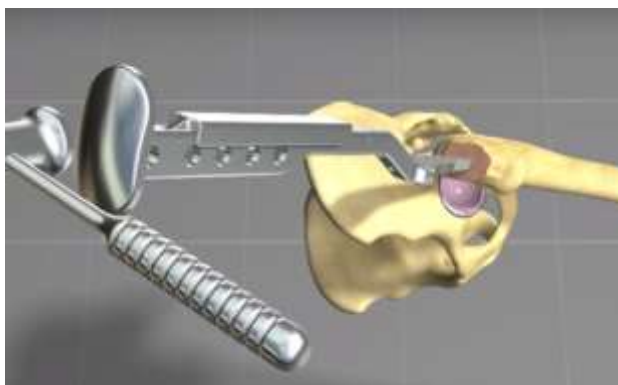
Крок 4



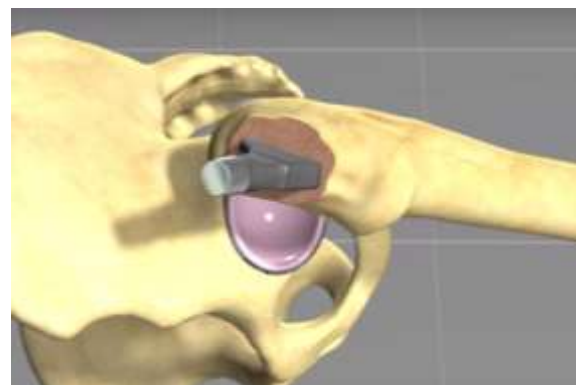
Крок 5



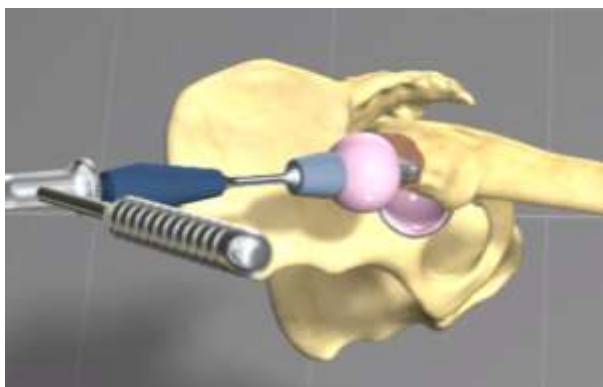
Крок 6



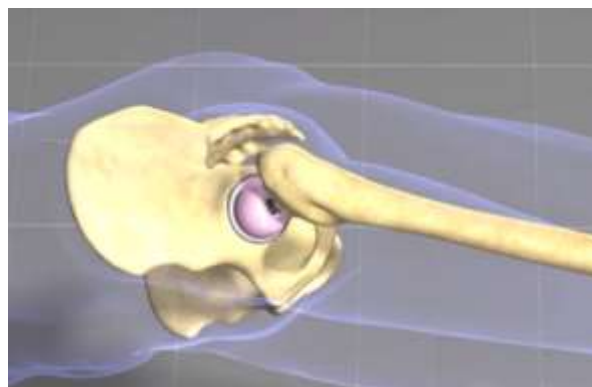
Крок 7



Крок 8



Крок 9



Крок 10

Рисунок 1.9 - Послідовність виконання операції[7]

Оскільки п'ятий крок являється об'єктом дослідження данної роботи, буде доцільно зупинитися на ньому детальніше. Розфрезерування вертлюжної западини за допомогою спеціальної медичної фрези відбувається для подальшого встановлення вертлюжної чаші в утворену западину. Загалом існує два типи кісткової тканини, які забезпечують її одночасну легкість і міцність: губчаста та компактна кістки. Тверда компактна кістка слугує оболонкою губчастої пористої тканини. Саме такою комбінацією кісткової тканини забезпечуються одночасна легкість та відносна міцність кісток людини. Візуальне зображення представлено на рисунку 1.10 та 1.11.



Рисунок 1.10 - Типи кісткової тканини на прикладі стегнової кістки[7]



Рисунок 1.11 - Вид зовнішньої частини вертлюжної чаші[7]

Фрезерування вертлюжної западини проводиться задля видалення пошкодженої хрящової тканини внаслідок артрозу, а також для видалення субхондральної кісткової тканини (знаходиться на периферії кістки під хрящом). Також фрезерування вертлюжної западини тазової кістки неохідне для досягнення губчастої тканини кістки, щоб забезпечити вrostання вертлюжної чаші до вертлюжної западини. Саме для цього зовнішню поверхню вертлюжної чаші роблять пористою, як це можна помітити на рисунку 1.10. Також розфрезерування неохідне для відновлення та утворення центру обертання кульшового суглобу. Фрезерування відбувається спеціальними медичними фрезами, детальна будова та конструкція яких буде розглянута пізніше. Також важливо зазначити, що фрезерування проводиться таким чином, щоб забезпечити так звану пресову посадку. Тобто якщо неохідно встановити вертлюжну чашу діаметром 54 мм, неохідно утворити вертлюжну западину діаметром 53 мм. Використання пресової посадки для встановлення штучного імпланту зустрічається частіше, ніж закріплення чаші та/або ніжки протезу шляхом цементування. Пресові посадки мають перевагу в тому, що за рахунок стискних напружень відбувається компенсація неточності геометричної форми півсфери, які виникають внаслідок нерівномірного розподілу твердості в самій кістці та через зміну позиціонування центру обертання фрези під час оброблення. [8]

1.7 Структурна будова та процес регенерації кісткової тканини

Для розуміння процесів, які відбуваються під час оброблення кісткової тканини з підвищенням температури в зоні різання, та механізмів появи температурного остеонекрозу спочатку слід ознайомитися з структурною будовою кісткової тканини та умов, за яких відбувається процес регенерації кісткової тканини.

Згідно зі структурною будовою, яку зображено на рисунку 1.11 кісткова тканина представляє собою певний особливий тип зєднувальної тканини, яка має певний набір характерних ознак. Вона являється твердою, наповненою мінеральними солями волокнистою міжклітинною речовиною. Основу кісткової будови представляють колагенові волокна, які оточуються кристалічними утвореннями гідроксиапатиту та разом утворюють пластинчасту структуру. Певна частка зазначених пластинок концентрично розташовуються в кістковій тканині навкруги довгих розгалужених каналів, так званих Гаверсових каналів. Частково пластинки розташовуються між вказаними системами, а частково охоплюють повноцінні групи систем та тягнуться впродовж кісткової поверхні. Канал Гаверса в поєднанні з концентричними пластинками кісткової тканини приймається як структурна одиниця рідкої кісткової речовини – остеон. Разом з тим на поверхнях вказаних пластинок розміщені точки дрібних зореподібних лакун (порожнин), які розтягуються в багаточисельні тонкі канали, які називають кістковими тільцями, в них розташовуються остеоцити, які утворюють відростки кісткової тканини. Остеоцитні канали та порожнини Гаверсних каналців з'єднуються одне з одним з внутрішніми лакунами та окістям. Внаслідок чого кісткова тканина являється повністю пронизаною системою із незліченної кількості клітин, лакун та каналів, через які відбувається насичення кісток життєздатними та поживними речовинами. По Гаверсним каналцям прокладені тоненькі судини для кровопостачання зазвичай це артерії та вени. Стінки канальців і поверхня судин вкриті прошарком ендотелію, лімфатичними ж шляхами слугують проміжки між ними. Відмінність губчастої кісткової тканини полягає у відсутності Гаверсних каналів.

Надзвичайно важливою складовою, яка забезпечує правильне функціонування кісткової тканини являються остеоцити. Остеоцити являються єдиними представниками живої і активно функціонуючої клітини зрілої кісткової тканини. Їх функція полягає в забезпеченні стабільного як

органічного так і мінерального насичення кісткової тканини, в забезпеченні обміну корисних речовин, наприклад таких як кальцій. Під час старіння або відмирання остеоцитів їх відростки звужуються і канали кістки стають порожніми. Кісткова тканина, яка втратила активних остеоцитів схильна до швидкого руйнування.

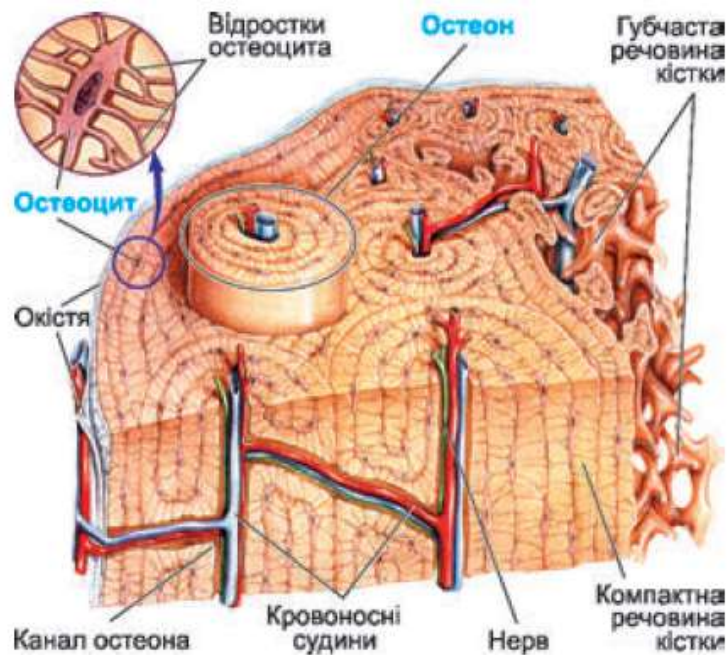


Рисунок 1.12 – Структурна будова кісткової тканини

Протягом життя людини постійно відбувається процес регенерації кісткової тканини. Даний процес необхідний для підтримки стабільності та функціонування скелету людини. Принцип механізму відновлення кісткової тканини полягає у загоєнні мікропошкоджень, що виникають під час життєдіяльності людини. Процес регенерації бере безпосередню участь при відновленні пошкодженої кісткової тканини. Схема такого відновлення від утворення кісткової мозолі до повної регенерації кісткової тканини зображено на рисунку 1.13.

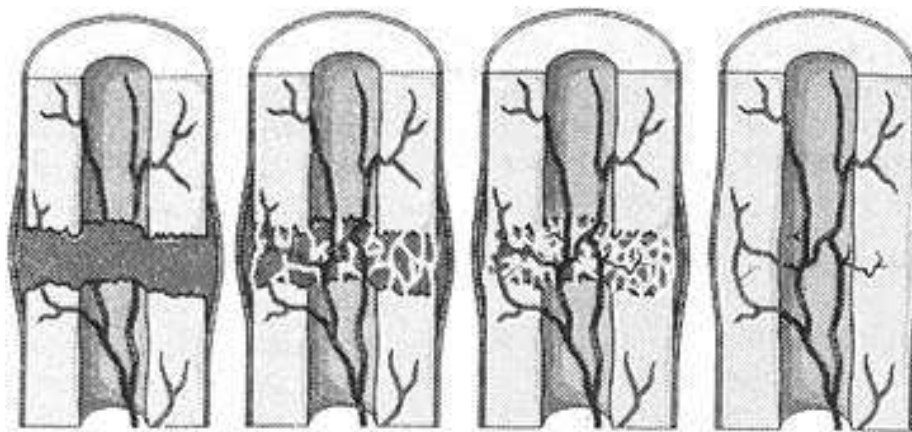


Рисунок 1.13 – Схема регенерації кісткової тканини

Основними клітинами, які приймають активну участь у відновленні кісткової тканини являються остеокласти та остеобласти. Остеокласти виконують функцію розкладання старої кісткової речовини. Вони занурюються у кісткову тканину та створюють на її поверхні заглибини. Далі остеобласти утворюють остеїди на місцях заглибин або в будь яких інших місцях. Остеїди являються проміжною структурою, яка в подальшому кальцинується та трансформується в нові кісткові клітини – остецити. Завдяки описаним процесам відбувається повне відновлення скелету людини кожні 7-10 років. Отже принципово загальний процес регенерації складається з резорбції, який полягає у розкладанні кісткової тканини та остеогенезу, який заключається у формуванні та подальшій мінералізації нових клітин. Регулювання процесу перебудови відбувається за участі остецитів, відростки яких поєднані з каналами, які пронизують кісткову тканину. Таким чином при деформації кісток за допомогою міжклітинної рідини відбувається обмін інформацією між остецитами для правильного функціонування процесу відновлення кісткової тканини. [8]

1.8 Виникнення температурного остеонекрозу

Однією з найбільших проблем що виникають при застосуванні різальних інструментів для оброблення кісткової тканини в медицині являється її можливе термічне пошкодження. Термічне пошкодження залежить як від температури так і від часу протягом якого вона діє на

кісткову тканину. Тепло, яка виділяється в процесі різання може призводити до денатурації ензимів та протеїнів або ж до некрозу клітин.

Застосування різальних інструментів для оброблення кісткової тканини відомо ще за часів нового кам'яного віку і успішно застосовувалося для проведення кісткової трепанації. З 1950-х років почалось активне використання різальних інструментів з електричними та пневматичними приводами, що значно спростило роботу хірурга. Такі інструменти в основному було запозичено з інших сфер використання без належного їх адаптування для оброблення кісткової тканини людей. Нижче наведено рисунок сучасного інструменту для фрезерування вертлюжної западини.



Рисунок 1.14 – Сучасний інструмент для фрезерування вертлюжної западини

Можлива небезпека та ризики, які приховує використання різального інструменту в медицині відомі ще з часів власне їх використання. Ще Гіпократ наголошував на тому, що при трепанації необхідно використовувати охолоджувальну речовину, для того щоб запобігти термічному пошкодженню. При цьому робились посилання на виникнення температурного остеонекрозу, проте до сьогодні наявно лише кілька робіт в

даний області, які б були спрямовані на оптимізацію процесів оброблення кісткової тканини. [9]

При обробленні кісткової тканини різанням виникає небезпека остеонекрозу. Некроз може виникати з причини механічного пошкодження та закупорювання кісткових живильних каналів кістковими мікрочастками, що утворюються внаслідок фрезерування, через що певна частина кісткової тканини виявляється заблокованою від судин, які забезпечують живлення кісткової тканини для її подальшої регенерації.

Термічний некроз кісткової тканини виникає внаслідок перетворення майже всієї енергії, яка потребується для процесу різання, в теплоту. Це призводить до підвищення температури оброблюваної зони кісткової тканини. Білки та ензими, а також мінеральні складові такі як Гідроксилопатит найбільш чутливі до підвищення температури та при перевищенні певної граничної температури зазнають необоротних перетворень, що призводить до їх пошкодження.

Активність ензимів підвищується разом із підвищенням температури та досягає свого максимуму при звичній температурі тіла. Підвищення температури на 5°C може призвести до денатурації ензимів. При короткочасному підвищенню температури до 56°C відбувається денатурація більшості білків. В багатьох літературних джерелах також зазначається, що руйнівний вплив підвищених температур слід завжди розглядати із тривалістю дії даних температур. Загалом температурний інтервал від 46 до 60-ти °C являється не бажаним та викликає негативний вплив на процес регенерації кісток. Цілий колаген є необхідною складовою для успішної мінералізації кісткової тканини, а також завдяки своїй молекулярній будові він виконує функцію каталізатора для процесу кристалізування солей кальцію. У разі пошкодження колагену відбуваються порушення в процесі утворення нових кісткових клітин. Негативний вплив теплоти руйнує баланс резорбції та остеогенезу кісткової тканини та зміщує його в сторону

резорбції. Активна резорбція та остеокласти призводять до безвідновної втрати кісткової тканини, що являється також наслідком виникнення дефектів у удові кісток та робить їх структуру слабшою.

Таким чином термічний некроз кісткової тканини може призводити до розхитування болтів та поверхонь встановлення штучних імплантів. В даному питанні цікавим являється також є величина теплопровідності кісткової тканини. Ця величина не є постійною. В першу чергу вона залежить від інтенсивності циркуляції крові у кістковій тканині. Теплопровідність кісткової тканини є саме тому важливим параметром, оскільки ця величина безпосередно впливає на товщину ураженої температурним некрозом зони. Чим більшою являється теплопровідність, тим краще відбувається розсіювання теплоти всередині кісткової тканини і внаслідок чого зменшується зона ураження кісткової тканини. При низькій теплопровідності в зоні обролення виникає різке накопичення теплоти, що призводить до різкого підвищення температури в даній зоні. Ця проблема має місце для кісткової тканини. Кісткова тканина, особливо губчаста, являється достатньо пористою, і її теплопровідність складає лише 0,4-0,6 Вт/м·К, а питома теплоємність 1260 Дж/кг·К. Для порівняння теплопровідність сталей приблизно у 50-70 разів вища, а теплоємність при цьому у 2-3 рази нижча. Ці дані свідчать про схильність кісткової тканини утримувати теплоту, а також про утворення різкого температурного градієнту.

1.9 Існуючі критерії критичної температури

На сьогоднішній день не існує загальноприйнятого критерію критичної температури, за якої відбувається температурний некроз кісткової тканини. Ця величина залежить від багатьох факторів, які можуть значно відрізнятися від віку, статі, харчування та фізичної активності людей. Тому в різних наукових джерелах фігурують різні величини критично допустимої

температури. Проте спільним є наступний фактор. Як зазначалося раніше вплив підвищеної температури необхідно завжди розглядати, враховуючи тривалість даного впливу. Тому при визначенні критично температури приймаються до уваги обидва фактори. Хемперл надає наступні величини температур та відповідно тривалість їх дії, за якої відбувається остеонекроз: 65°C-2 секунди, 60°C-5 секунд, 58°C-10 секунд, 50°C-5 хвилин. Фрезер надає критичну температуру для виникнення термічного остеонекрозу 44°C. Також Шуберт свідчить про виникнення некрозу кісткової тканини від температури 44°C, якщо така температура впливає мінімум 6 годин. Для часового зв'язку шкідливого впливу температури він надає наступне правило: для області температур між 44 °C та 51°C максимально допустимий час впливу зменшується вдвічі з підвищенням температури на 1°C. Лундског відображає графічно залежність критичної температури, за якої відбувається термічний некроз, та часу впливу цієї температури на кісткову тканину. Дана залежність зображена на рисунку 1.15.

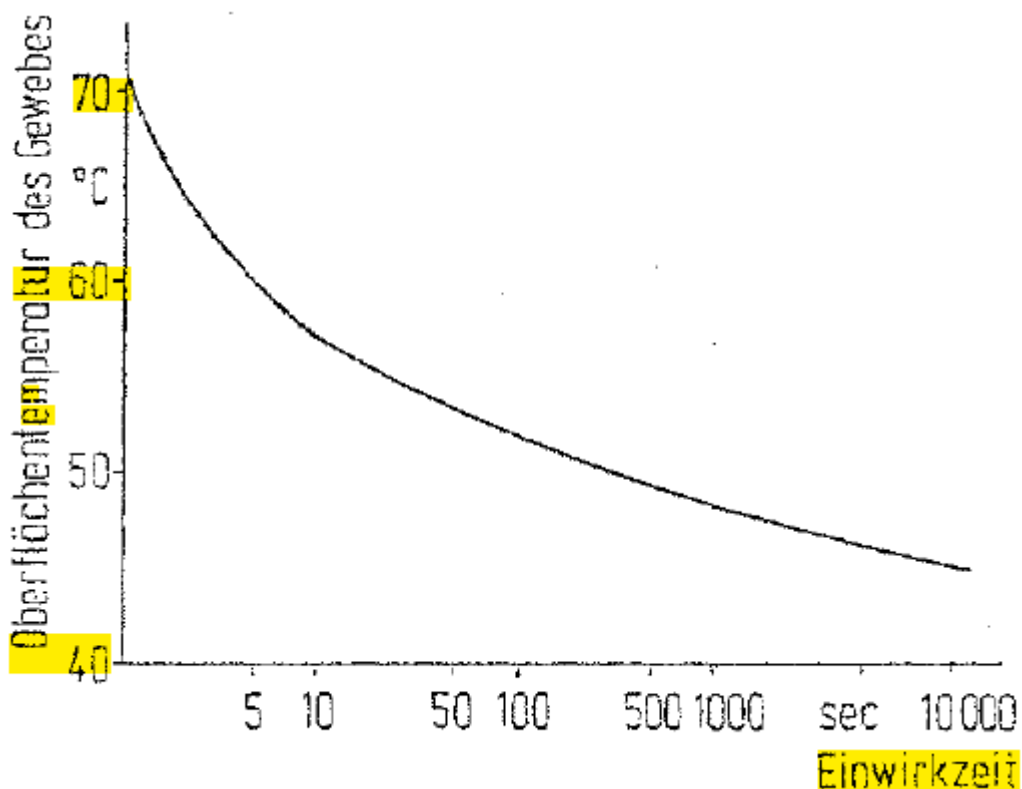


Рисунок 1.15 – Залежність температури та часу впливу [10]

Область термічного пошкодження після оброблення різанням залежить як від теплопровідності кісткової тканини так і від потоку теплоти в кістку. Чим більшою являється енергія, необхідна для оброблення кісткової тканини різанням, тим більшим буде потік теплоти в кістку. Ще одним важливим критерієм є час контакту між інструментом та кістковою тканиною. Величини даних факторів залежатимуть від параметрів різання, наприклад таких як швидкість різання, подача та геометричні параметри різального інструмента. На рисунку 1.16 зображено величини та градієнт температур, що виникає в кістковій тканині в залежності від тривалості впливу та відстані від зони оброблення.

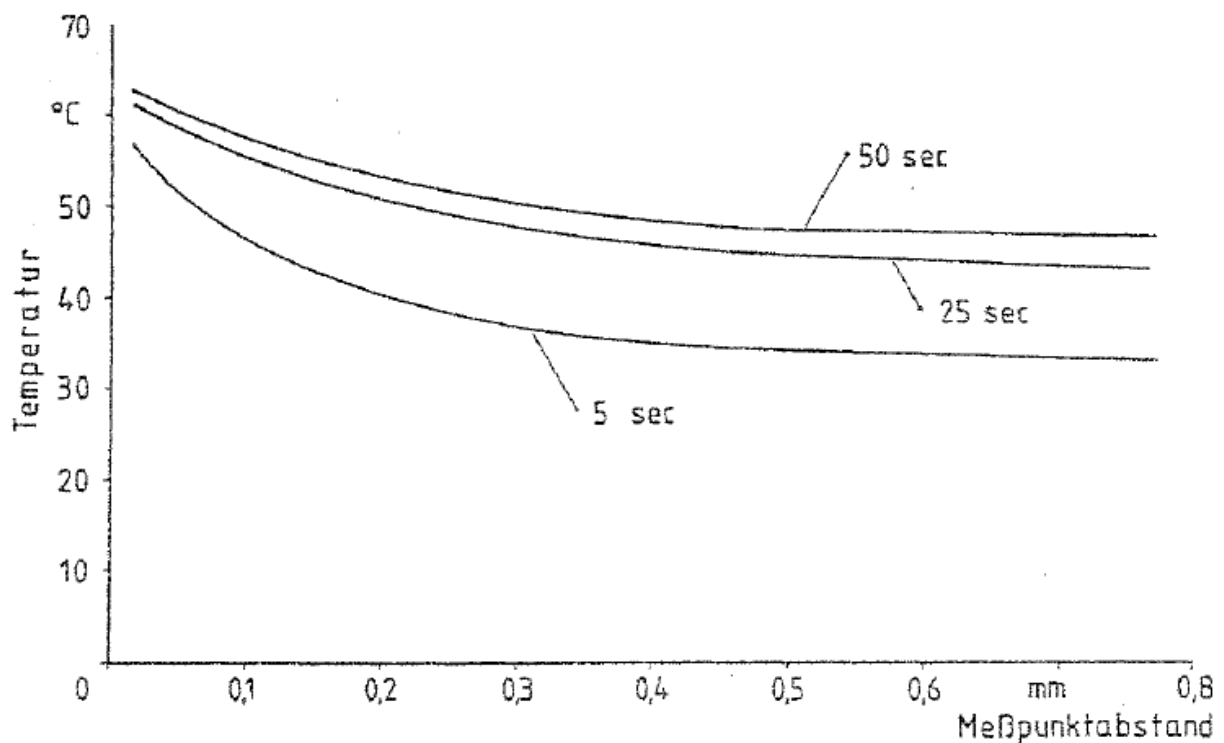


Рисунок 1.16 – Температурний градієнт[11]

За Лундскогом при визначенні критичної температури участь беруть як величина фактично утвореної температури T_V так і тривалість її впливу t_V . Для цього було переведено графічну залежність яку зображено на рисунку 1.14 в математичну модель. Критерієм критичної температури T_S слугуватиме різниця між експериментально виміряною температурою T_V та

граничною температурою T_{GL} для виникнення термічного некрозу. Після апроксимації отримано наступну формулу: $T_{GL} = 63,55 t_V^{-0,0405}$. Таким чином критична температура визначається за наступною формулою:

$$T_S = T_V - 63,55 t_V^{-0,0405}$$

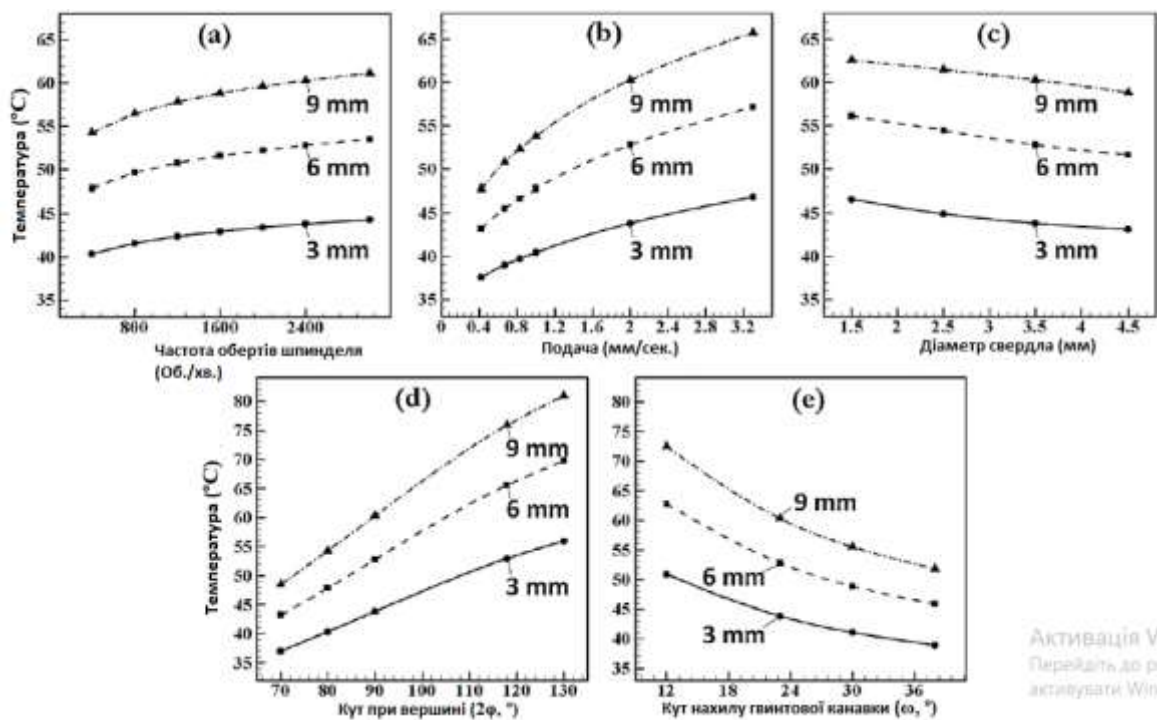
У випадку якщо величина T_S є додатнім числом то з високою вірогідністю має місце температурний некроз кісткової тканини. При від'ємних значеннях вірогідність виникнення термічного некрозу є малою.

1.10 Опис досягнень попередніх досліджень

В цілому можна сказати, що тема дослідження температурних змін в зоні оброблення кісткової тканини різанням є достатно актуальною. З 1950-х років було проведено чимало наукових експериментів з даного питання. Як згадувалося раніше навіть Гіппократ надавав рекомендацій щодо необхідних умов виконання кісткової трапанації для попередження умов, які могли б спричинити температурне пошкодження кісткової тканини. А саме він посилався на необхідність застосування охолоджуваних речовин та повільного оброблення кісткової тканини. Проте після проведення аналізу наукових робіт в даній галузі було встановлено, що переважна більшість робіт стосується дослідів, об'єктом дослідження яких було свердління кісткової тканини. Також було знайдено праці з фрезерування кісткової тканини пальчиковими фрезами та сферичними борами. Проте це і не дивно, оскільки оброблення кісткової тканини шляхом сведління або фрезерування за допомогою пальчикових фрез являється найбільш розповсюдженим у медицині. Дані методи знаходять своє широке застосування у стоматології, неврології, протезуванні, ортопедії та в багатьох інших розповсюджених областях хірургії. Наприклад процес свердління є необхідним для встановлення зубних імплантів, встановлення фіксуючих елементів апарату Єлізарова для великої кількості випадків. Тому цілком зрозумілим є інтерес науковців до проблем свердління при обробленні кісткової тканини. Було

проведено велику кількість дослідів з визначення впливу параметрів оброблення при свердлінні на умови, що виникали в процесі оброблення та отримані результати. Велика увага приділялася дослідженню режимів різання, таких як швидкість різання, подача також розглядалися можливі геометричні характеристики різального інструменту та їх вплив на процес оброблення, було розглянуто вплив застосування охолоджувальної рідини та способу її подачі на результати оброблення кісткової тканини. Результати, які були досягнуті в різних наукових працях мали достатні розбіжності, а інколи й певні суперечності. Проте така ситуація пояснюється наявністю дуже великої кількості можливих факторів, які мають значний вплив на результати досліджень, а також відсутністю загальноприйнятих критеріїв оцінки отриманих результатів.

Великий обсяг роботи з дослідження впливу параметрів різання на температуру в зоні оброблення кісткової тканини було проведено в науковій праці Джуена Лі. Результати досліджень наведено нижче у вигляді відповідних діаграм.



Активіція W
Перейдіть до ро
активувати Wind

Рисунок 1.17 – Залежність температури в зоні оброблення кісткової тканини від: (а) частоти обертання шпинделя, (б) від подачі, (с) від діаметру свердла, (d) від кута при вершині свердла, (е) від кута нахилу гвинтової канавки. [11]

Проте, як вже зазначалося, результати досліджень можуть сильно коливатися, тому перед використанням будь-яких даних необхідно детально розібратися в умовах проведення дослідів, а саме звернути увагу на умови навколишнього середовища, параметри та характеристики використовуваних матеріалів та інструментів. Також при використанні природної кісткової тканини необхідно брати до уваги умови її зберігання, адже в залежності від умов зберігання можна отримати значну різницю як у фізичних, так і у термодинамічних характеристиках кісткової тканини. Тому в наступній таблиці буде наведено зведені якісні результати, які було отримано в наукових роботах стосовно впливу геометричних параметрів свердла та режимів різання на умови оброблення, які виникають при свердлінні кісткової тканини.

Таблиця 1.3 - Вплив геометрії свердла та режимів різання

| ПАРАМЕТР | ПОЗНАЧЕННЯ | ВПЛИВ |
|------------------------------------|--------------------------------------|---|
| кут нахилу гвинтової канавки | $\omega, ^\circ$ | Зі збільшенням кута відбувається збільшення температури в зоні різання [15] |
| кут при вершині свердла | $2\phi, ^\circ$ | температура зростає зі збільшенням кута [15], [31]; вплив на температуру незначний [20] |
| задній кут | $\gamma, ^\circ$ | температура зменшується зі зменшенням кута [15] |
| передній кут | $\alpha, ^\circ$ | збільшення переднього кута зменшує силу різання та температуру (дані отримані під час стругання, а не свердління) [32] |
| швидкість різання | $V, \text{м/хв}$ | при дуже високій швидкості (140 м/хв) температура була меншою ніж при стандартній (6.53 м/хв) [20] |
| сила подачі/ подача | $P_s, \text{Н}$ $S, \text{мм/об}$ | збільшення сили подачі/подачі веде до зменшення температури [15], [20], [22] |
| глибина різання | $h, \text{мм}$ | збільшення глибини різання зменшує температуру та питому силу різання (при значеннях $h=12.5 \dots 150 \text{ мкм}$) [32]; збільшення глибини значно підвищує температуру (при h в області мм) [20] |
| діаметр свердла | $D, \text{мм}$ | підвищення температури зі збільшенням діаметру [34], [20] |

Важливим фактором впливу на зростання температури в зоні різання кісткової тканини також являє ступінь зношеності різального інструменту.

Дану проблему вирішив дослідити німецький вчений Фухсбергер. Він прийшов до висновку, що внаслідок зносу свердла відбувається затуплення його кромки, що в свою чергу призводить до збільшення тертя між інструментом та кістковою тканиною і як наслідок відбувається підвищення температури в зоні різання. Після близько 25-ти пророблених отворів у кістковій тканині відбувається різке підвищення температури в зоні оброблення. Даний ефект також був помічний у [20] і [25]. Також слід прийняти до уваги, що медичні свердла підлягають великій кількості факторів, що сприяють підвищеній інтенсивності зносу. Такими факторами є наприклад використання фізичних та стерилізаційних розчинів, абразивна затуплююча дія кісткової стружки. Графічне зображення результатів дослідження наведено на рисунку 1.18.

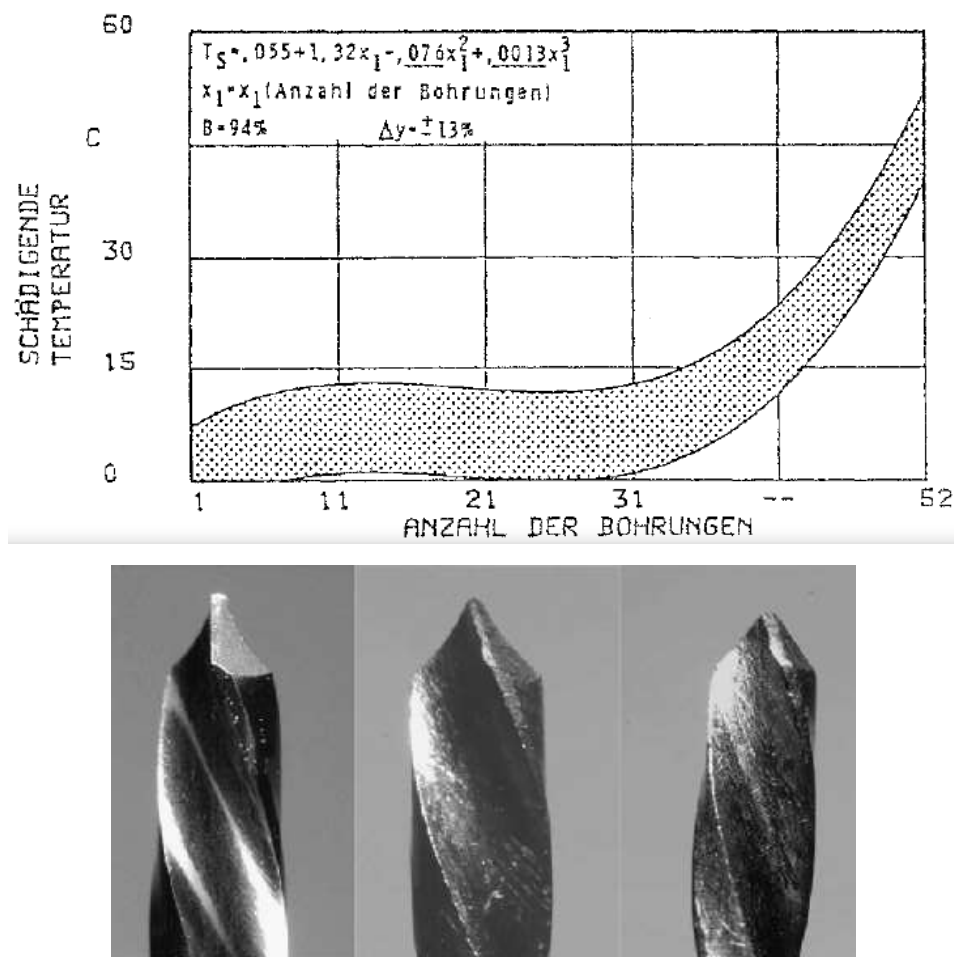
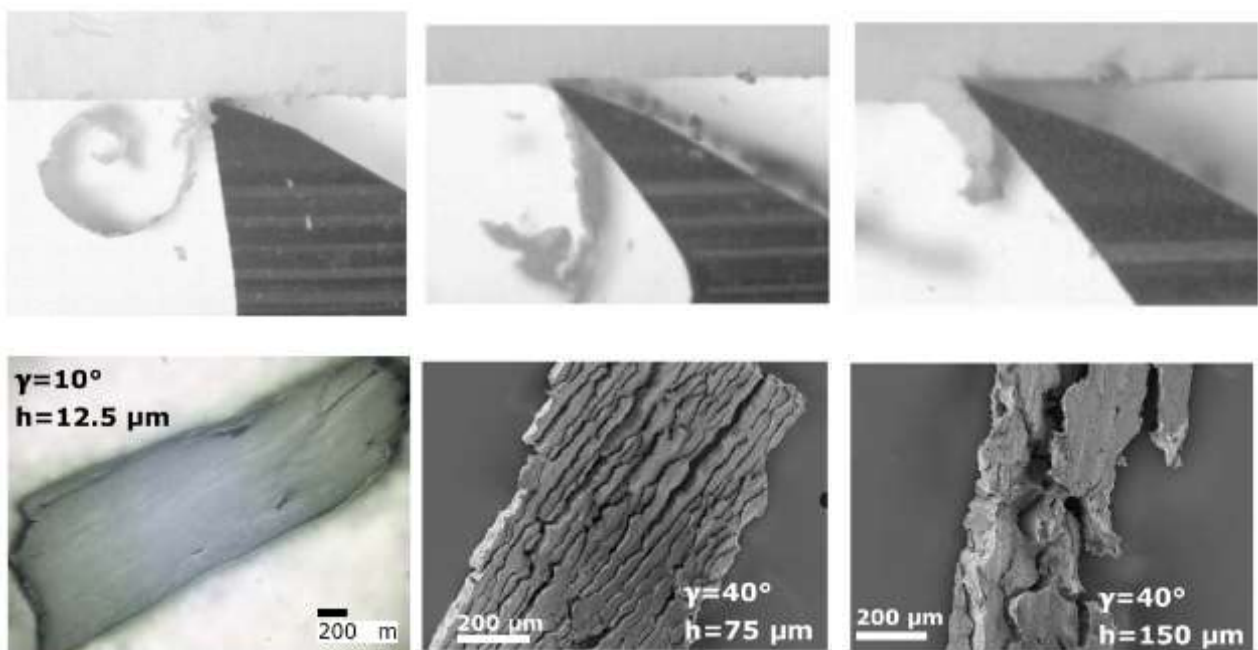


Рисунок 1.18 – Залежність величини перевищення критичної температури від кількості зроблених отворів[12]

Вагомий внесок з точки зору теорії різання кісткової тканини було зроблено в науковій роботі Фельдмана та ін. В їх науковій праці було

проаналізовано результати експериментальних досліджень з варіацією глибини та сили різання кісткової тканини. Внаслідок чого вони запропонували класифікувати процеси оброблення кісткової тканини за типами утвореної стружки, які характерні для оброблення металів різанням. Так за результатами їх досліджень було встановлено, що за глибини різання від $h = 12,5$ мкм до $h = 25,0$ мкм процес різання відбувався переважно виключно за рахунок пластичних деформацій зсуву, а стружка мала вигляд, аналогічний зливній стружці при обробленні металів різанням, стружка мала вигляд спіралі. При глибині різання в межах від $h = 50,0$ мкм до $h = 75,0$ мкм спостерігалася поява стружки, яка досягається при пластично-крихкому різанні і схожа на ступінчасту стружку при обробленні металів різанням при цьому вона мала вигляд довгої стрічки, яка була відносно гладкою зі сторони різця, та зазубрена (ступінчаста) з протилежної сторони. За глибин різання в межах $h = 100,0$ мкм до $h = 150,0$ мкм процес різання відбувався шляхом крихкого надлому, та вигляд стружки можна було б порівняти із стружкою надлому, яка має місце при обробленні крихких матеріалів, таких наприклад як чавун. Згадані типи стружок зображено на рисунку 1.19.



*a**б**в*

Рисунок 1.19 - Типи стружки, що виникають при обробленні кісткової тканини: а – зливна, б – ступінчаста, в – надлому [32].

В цій же науковій праці було проведено дослідження впливу глибини різання кісткової тканини в межах від $h = 12,5$ мкм до $h = 150,0$ мкм на температуру, що виникає в зоні різання при ортогональному точінні. А також вплив переднього кута γ . Результати даних дослідів зображено на рисунку 1.20.

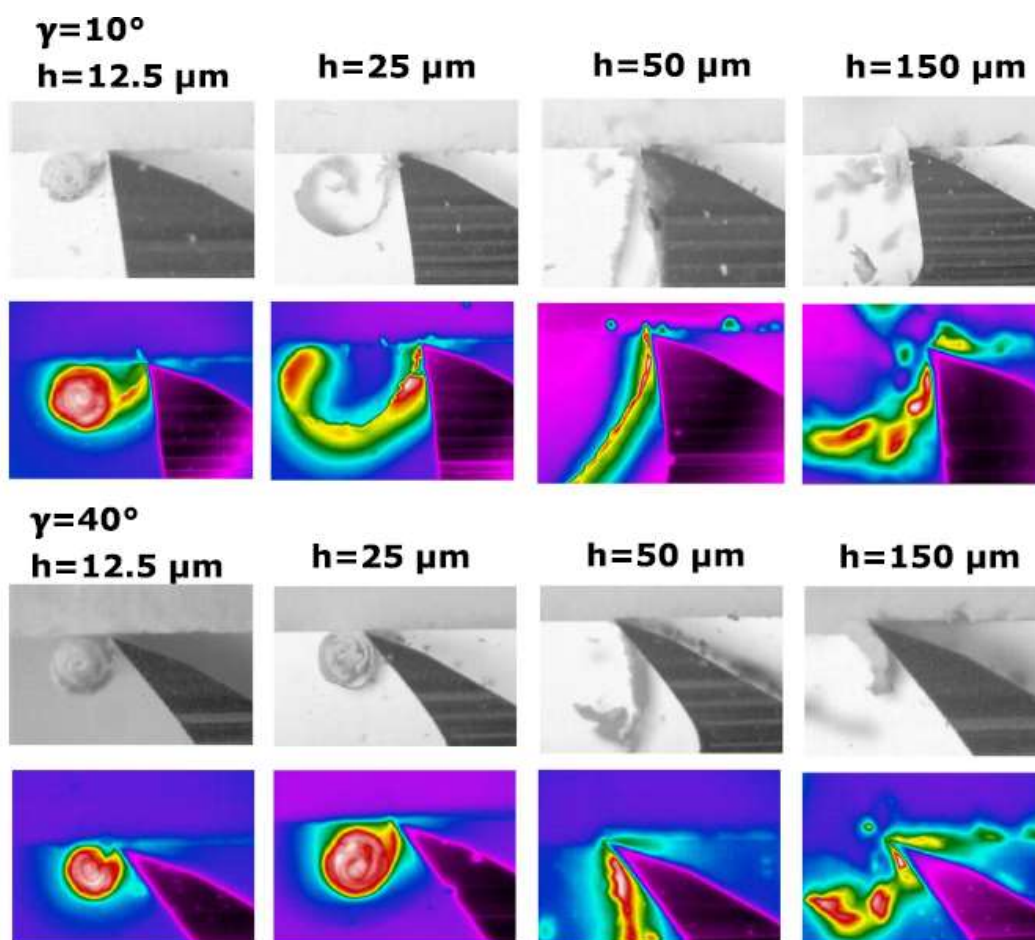


Рисунок 1.20 - Вплив глибини різання та переднього кута на температуру в зоні різання[13]

Під час аналізу наукових праць з оброблення кісткової тканини було знайдено роботи, які стосувалися дослідження процесів фрезерування та шліфування сферичними борами або так званими шліфувальними сферичними колесами. Такі технології знаходять своє застосування в мікрохірургії. У науковій роботі Ліхуї Джанга та ін. було досліджено вплив

різних засобів охолодження алмазного бору для забезпечення необхідної температури в зоні різання. Порівнювались два методи: охолодження шляхом періодичного водного змочування (зкрапування) та за допомогою кріогенного охолодження туманом. В результаті досліджень було виявлено краще охолодження при застосуванні кріогенного охолодженого туману. Результати досліджень та принципова схема технологій охолодження зображена на рисунку 1.21.

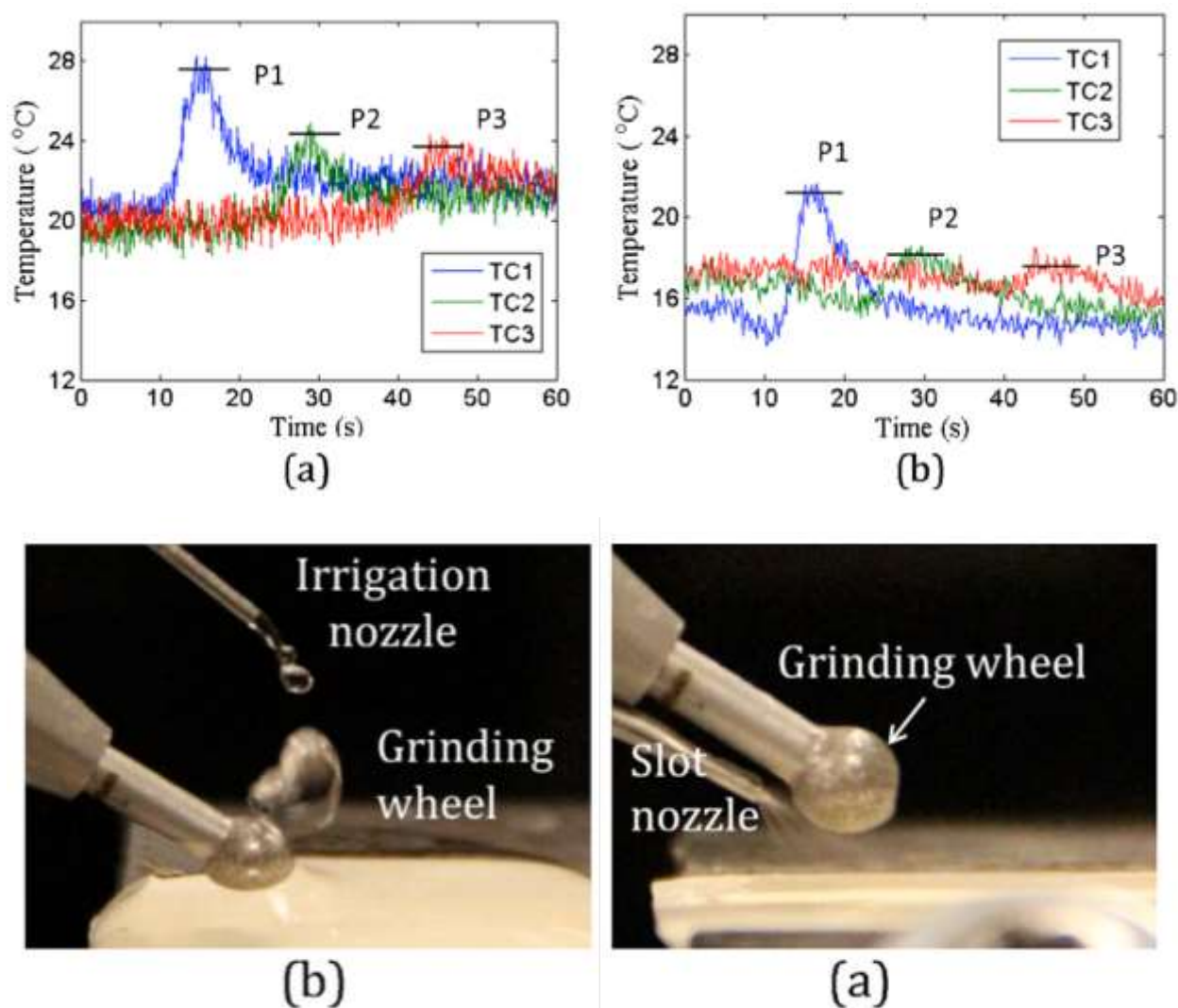


Рисунок 1.21 - Вплив глибини різання та переднього кута на температуру в зоні різання[13]

В даній науковій праці також було виявлено, що температура, яка утворюється в зоні оброблення залежить від напрямку фрезерування. Попутне фрезерування характеризувалося меншими температурами в зоні різання та меншою ділянкою термічного впливу. В даній роботі такий ефект

пояснювався різною інтенсивністю відводу та накопичення стружки перед різальним інструментом. Стисле графічне зображення результатів наведено на рисунку 1.22.

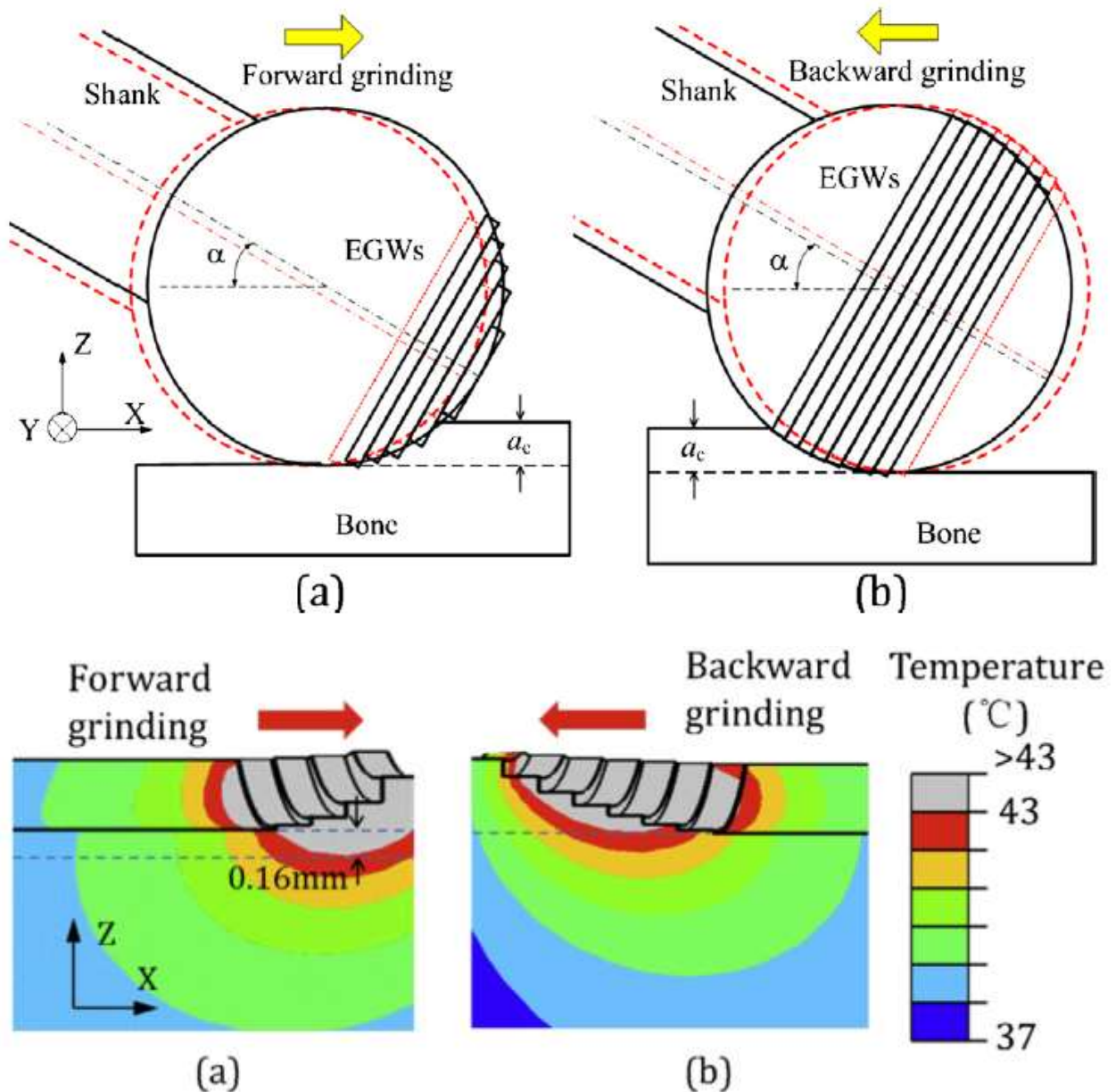


Рисунок 1.22 – Залежність розмірів зони термічного впливу від напрямку фрезерування[14]

Також можна додати, що в процесі аналізу наявних наукових робіт з теми оброблення кісткової тканини було знайдено роботи з використанням симуляції оброблення кісткової тканини різанням. Більшість робіт в були призначені свердлінню або точінню кісткової тканини. Останнє ж

застосовується на практиці вкрай рідко і метою даних робіт скоріш за все слугувало не можливість використання отриманих результатів для практичного використання, а дослідження функціонування симуляції даних процесів та порівняння отриманих результатів з даними, отриманими при практичному проведенні відповідних експериментів. Проте симуляції процесу різання кісткової тканини мають ряд переваг. Вони дають можливість проводити розрахунки великої кількості дослідів за відносно короткий проміжок часу. Також симуляції дають змогу зменшити витрати досліджуваного матеріалу та витрати на забезпечення належного технічного оснащення, наприклад різального інструменту та верстатів. Також за допомогою симуляції можливо за короткий проміжок часу дослідити вплив великої кількості параметрів на той чи інший процес. Проте недоліком будь-якої симуляції є те, що вона лише в деякій мірі та з певною вірогідністю відображає умови реального процесу оброблення кісткової тканини. Дуже часто симуляції являються спрощенням реальних процесів, в них часто може бути відсутньою певна кількість параметрів та факторів, які відіграють важливу роль та матимуть вагомий вплив при проведенні реальних дослідів. Для визначення ступеня відповідності проведеної симуляції необхідно проводити порівняння отриманих даних з результатами реальних експериментів.

Однією з таких робіт є робота вченого Сезека та ін. з визначення відхилень які досягаються при отриманні результатів симуляції температурного впливу на кісткову тканину під час свердління та порівняння цих результатів з експериментально виміряними значеннями. Результати наведено на рисунку 1.23.

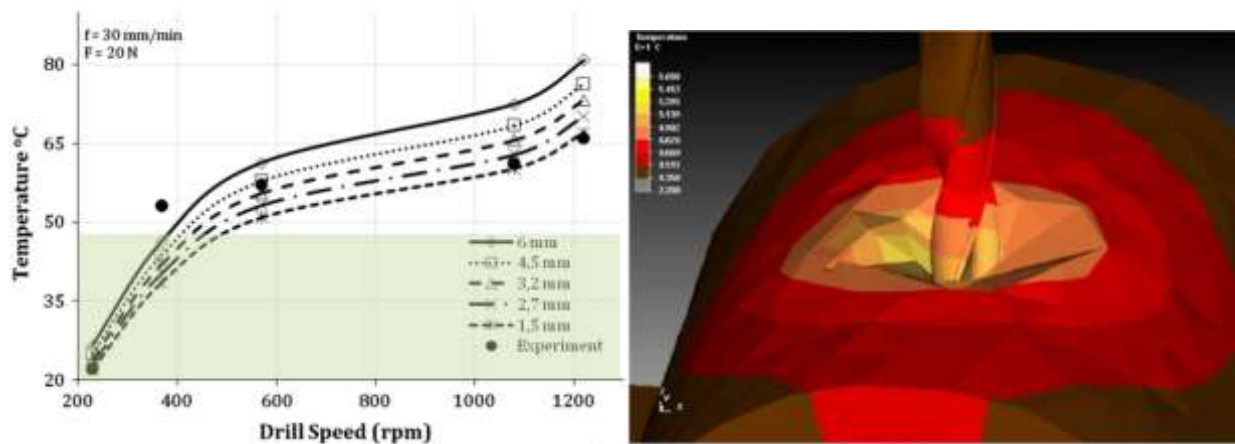


Рисунок 1.23 – Симуляція свердління кісткової тканини[12]

Оскільки критичні температури, за яких може відбуватися остеонекроз є достатньо низькими, то в ході проведення симуляції за рахунок певної кількості неврахованих факторів, які можуть мати вагомий вплив в умовах реального експерименту, виникає певний ризик помилкового трактування результатів симуляції та винесення помилкових суджень щодо подальших шляхів рішення проблем. Тому моделювання даного процесу являється певним викликом для вчених. Одним з таких викликів являється врахування анізотропічної структурної будови кісткової тканини. В багатьох моделях використовується спрощена ізотропна структурна будова кісткової тканини.

Робота Мігуеля Марко та ін. була спрямована саме на дослідження впливу анізотропічної будови кісткової тканини на відхилення результатів проведеної симуляції від результатів, отриманих внаслідок проведення експерименту.

За результатами досліджень даної наукової роботи прийшли до висновку, що найбільш сприятливим способом оброблення кісткової тканини з огляду на температури, які виникають в зоні різання, відбувається перпендикулярно до остеонів. Даний висновок справедливий як для проведеної симуляції так і для реального дослід. Схематичне зображення різних варіантів оброблення, а також результати проведених дослідів та симуляції стисло викладено на рисунку 1.24.

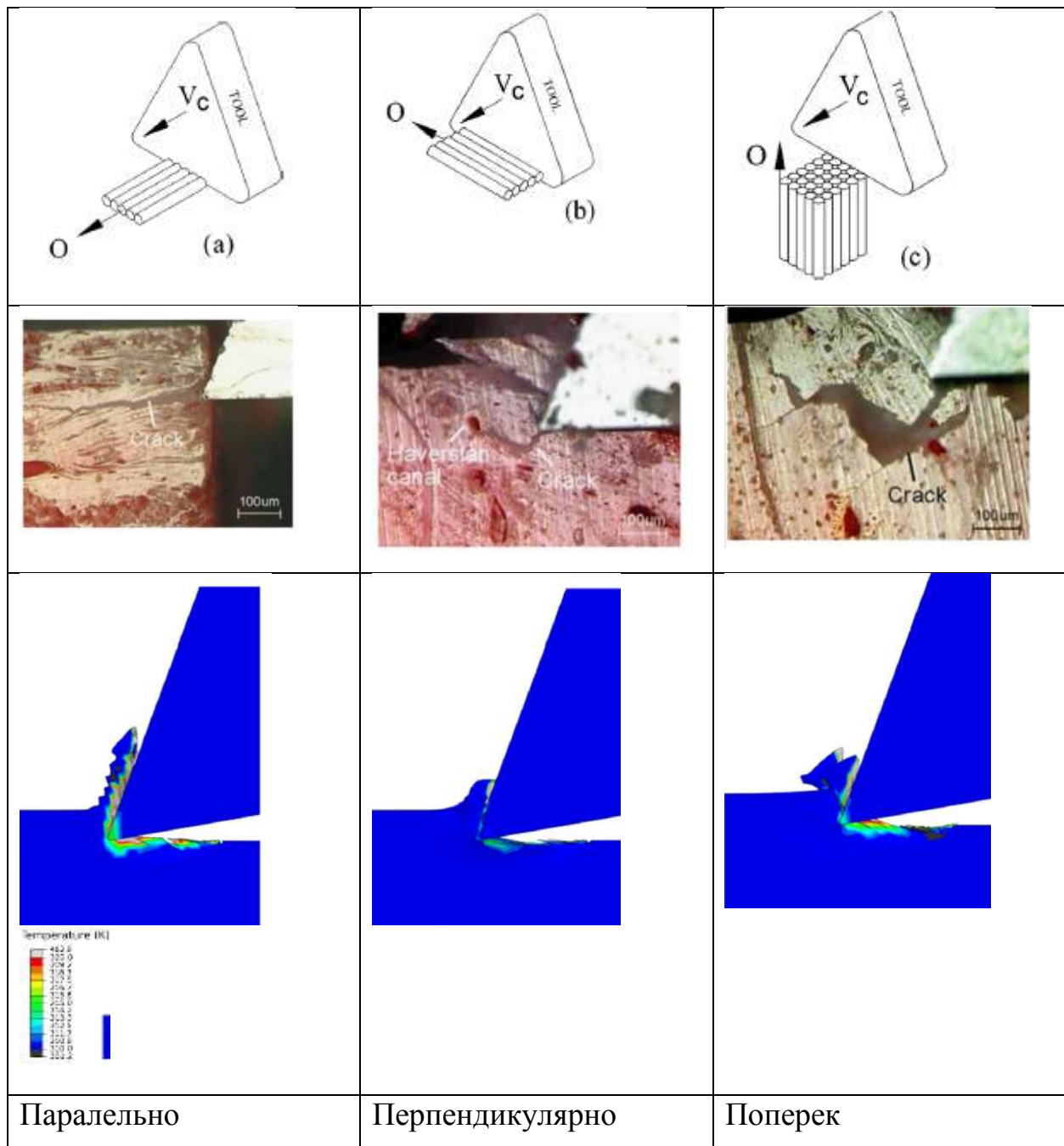


Рисунок 1.24 – Варіанти оброблення кісткової тканини[11]

На температуру, яка виникає безпосередньо в зоні оброблення кісткової тканини людини впливає ціла низка факторів таких як стать, вік, особливості харчування, інтенсивність фізичних навантажень та багато інших. Цим і пояснюються відмінності результатів принципово схожих дослідів. Тому, як згадувалося раніше, необхідно приділяти увагу комплексу супутніх умов, за яких проводиться те чи інше дослідження.

Після аналізу наукових досягнень в даній галузі було виявлено можливі методи впливу на температуру в зоні різання кісткової тканини. Для даних цілей найчастіше застосовується охолоджувальна рідина. У медичних цілях використовують воду або фізіолологічний розчин, який не несе в собі негативного впливу на організм людини. Існують різні методи подачі охолоджувальних рідин і вони дуже схожі до технологій, які успішно використовуються в обробленні металів різанням. Напір рідини не лише знижує температуру, але й виконує функцію видалення стружки і зони оброблення, яка часто стає причиною підвищення температури в зоні різання.

Принципово нові технології охолодження були запропоновані вченим Янгом та ін. Технологія полягає в охолодженні холодною водою яка подається під високим тиском, в наслідок чого досягався ефект утворення туману, який мав більшу ефективність у порівнянні з охолодженням за технологіє «зкрапування» крапель води на різальний інструмент. Авторами було експериментально доведено ефективність даного методу. Інновація полягала в розпиленні спеціальної рідини із вмістом наночасток гідроксиapatиту.

Цікаві методи охолодження зони оброблення були запропоновані Янгом та ін [36]. Щоб уникнути «заливання» великою кількістю рідини для достатнього охолодження, були застосоване розпилювання води під великим тиском. В результаті цього отримують так званий туман, що охолоджує ефективніше ніж звичайна крапельна подача і при значно менших затратах рідини. Авторами також був розроблений та доведена ефективність нового методу охолодження. Він базується на принципі розпилення рідини, але інновація полягає у застосуванні спеціальної рідини із наночасточками гідроксиapatиту.

1.11 Способи вимірювання температури

Загалом, в розглянутих наукових працях використовувались два принципові методи для вимірювання температур, що виникають під час оброблення кісткової тканини. Таким чином найрозповсюдженішим засобом для виміру температур були термопари. Принцип роботи термопари закладено в її будові: вона утворена шляхом поєднання двох металевих провідників різних матеріалів, між якими виникає напруга внаслідок зміни температури. Для достатньо швидкого реагування, фіксування зміни теплоти має відбуватися шляхом теплопередачі. Величина напруги, яка виникає в термопарах перетворюється в числове значення температури за допомогою аналогово цифрового перетворювача та відповідних температурних карт перетворення напруги в температурне значення. Як вже зазначалося зміна та зчитування температури відбувається за рахунок теплопровідності тіл від більш гарячого до більш холодного. В випадку оброблення кісткової тканини звичайно має відбуватися передача теплоти від зони, наближеної до зони різання до термопар, проте інколи буває достатньо складно підвести термопари до зони різання таким чином, щоб одночасно забезпечити передачу теплоти та неушкодженість термопар в процесі обробки. Для забезпечення теплопередачі та неушкоджуваності термопар використовують термопасти з високими показниками теплопровідності, щоб надати можливість встановлення термопар на безпечній відстані від зони різання. Також однією з особливостей вимірювання температури термопарами являється й те, що вимірювання відбувається в певній точці, тому вразі якщо необхідно виміряти розподіл температур в певній ділянці, або знайти максимальну температуру в певній області оброблення кісткової тканини, то виникає потреба встановлення декількох термопар в декількох місцях. В такому випадку температура між термопарами розраховується аналітичним шляхом. Однією з проблем які також можуть виникати під час вимірювання температури в зоні різання являється їх швидкодія. У випадку, якщо процес оброблення займає короткий проміжок часу, може виникнути проблема

недостатньої швидкодії термоелементів, внаслідок чого не будуть зафіксовані значення температури в певний недовготривалий момент процесу оброблення. Особливо критичною є дана особливість для визначення максимальної температури, оскільки в такому випадку значення максимальної температури просто не будуть «помічені» термопарою. Більш детально алгоритм використання термопар та принцип роботи з ними буде наведено під час опису підготовки експериментів.

Одним з розповсюджених методів вимірювання температури являється вимірювання за допомогою використання теплокамер або тепловізорів. Дані прилади працюють за принципом зчитування електромагнітного випромінювання, а саме інфрачервоних променів, інтенсивність яких залежить від температури досліджуваного тіла, яке являється джерелом такого випромінювання. Сигнал інтенсивності інфрачервоних променів згодом перетворюється в електричний сигнал, який далі підлягає оцифруванню. Дані сигнали оброблюються та візуально подаються у вигляді кольорових або чорнобілих зображень. Використання тепловізорів має теж певні особливості. Так, наприклад, для достовірного визначення температури дуже важливо правильно оцінити ступінь інтенсивності випромінювання інфрачервоних променів досліджуваного тіла, адже від цього напряму залежить правильність інтерпретації отриманих даних. Проте за допомогою тепловізорів дуже зручно спостерігати за розподілом теплоти, яку випромінює тіло. Особливості використання тепловізорів для визначення температури тіл та спосіб визначення ступеня випромінювання інфрачервоних хвиль різними тілами будуть описані далі в розділі підготовки та проведення експериментів.

При порівнянні в наукових працях значень виміряних температур, отриманих тим чи іншим способом, було помічено розбіжності в отриманих результатах. Така ситуація може виникати з причини неправильного використання того чи іншого способу вимірювання температури, невірній

інтерпритації отриманих результатів або в досягненні обмежень вимірювання тим чи іншим способом.

Існує також ще один менш популярний спосіб вимірювання температури за допомогою використання термочутливих фарб або рідких термочутливих кристалів. Принцип дії такого методу полягає в зміні хімічних та фізичних властивостей речовини внаслідок впливу температури, що в свою чергу впливає на зміну кольору такої речовини. В такому разі зміна кольору термочутливої речовини слугує індикатором досягнення певної температури. Проте даний спосіб вимірювання температури характеризується низькою швидкістю і потребує певного часу для визначення зміни температури. Тому даний спосіб є низькоефективним для його застосування в області оброблення кісткової тканини різанням і є більш підходящим для процесів, які характеризуються високим ступенем стабільності температур та низькими перепадами температури за певний проміжок часу.

В наступній таблиці викладено перелік основних переваг та недоліків кожного з основних методів вимірювання температури.

Таблиця 1.4 – Порівняльна характеристика основних методів вимірювання температури

| | Термопари | Тепловізор | Терморечовини |
|----------|---|--|---|
| Переваги | <ul style="list-style-type: none"> Надійність показів Невисока вартість | <ul style="list-style-type: none"> Висока швидкодія Показ розподілу температури в певній ділянці | <ul style="list-style-type: none"> Простота використання |
| Недоліки | <ul style="list-style-type: none"> Обмежена швидкодія Точкове вимірювання температури | <ul style="list-style-type: none"> Висока вартість приладу Необхідність калібрування перед використанням | <ul style="list-style-type: none"> Низька швидкодія |

1.12 Висновки розділу

В даному розділі було розглянуто передумови, які спонукали до проведення наукових досліджень в області фрезерування вертлюжної западини для встановлення штучного кульшового суглобу. Було визначено важливість проведення даного типу оперативного втручання для забезпечення нормальної життєдіяльності людини, у якої внаслідок певних причин виникла необхідність встановлення штучного кульшового суглобу. За достовірними статистичними джерелами можна передбачати збільшення кількості пацієнтів, які будуть потребувати лікування кульшового суглобу. Також виявлено проблему, яка полягає у високій кількості випадків, які потребували повторного оперативного втручання для лікування передчасних ускладнень. Статистика говорить про те, що в залежності від вікової категорії у 8-20-и % відсотків прооперованих пацієнтів виникала необхідність у повторному проведенні операції із встановлення штучного кульшового суглобу. Така статистика говорить про можливе існування певних факторів, які негативно впливають на процес проведення операції, внаслідок чого виникають передчасні ускладнення, для усунення яких вимагається більш складне повторне оперативне втручання. Причиною проведення повторних операцій у більшій половині випадків складала проблема розхитування вертлюжної чаші. Після аналізу усіх можливих факторів, які б могли негативно позначитися на результатах проведених операцій, особливу увагу було приділено температурним умовам, які виникають в процесі оброблення кісткової тканини, адже за умов перевищення певної допустимої критичної температури існує ризик виникнення остеонекрозу. У свою чергу, виникнення остеонекрозу унеможлиблює вrostання кістки та штучного протезу, внаслідок чого може мати місце втрата фіксованого положення елементів штучного суглобу, що перешкоджає його подальшій експлуатації.

Підбиваючи підсумки цього розділу, хочеться нагадати, що в майбутньому кількість операцій із заміни кульшового суглобу може зрости. Половина всіх після операційних проблем пов'язані із ацетабулярним

компонентом, що наводить на думку, що в даному місці може існувати певна проблема. Було зроблено припущення, що вона полягає в тому, що при поступовому фрезеруванні вертлюжної западини, теплота зумовлена процесом різання перегріває кістку вище допустимої температури. Це може призводити до відмирання тканини, остеонекрозу, а також до порушення процесу регенерації кісток. Через це не відбувається достатнього вrostання та необхідної фіксації ацетабулярної чаші в кістці, що призводить до необхідності проведення повторної операції. [15]

Для того щоб відповісти на запитання, чи має все ж таки місце проблема перегрівання кісткової тканини в процесі її оброблення, було проведено аналіз наукових досліджень в даній області. Проте переважна більшість наукових праць стосувалася досліджень в області свердління, фрезерування, шліфування та ортогонального різання кісткової тканини, адже дані методи оброблення є достатньо універсальними та поширеними в медицині. Це підтверджує актуальність даної наукової роботи з оптимізації та дослідження процесу оброблення вертлюжної западини та визначення температур, які виникають в зоні різання експериментальними шляхами. В наступному розділі буде детально описано планування та проведення відповідних експериментів, які б могли дати відповідь на те, чи може температурний остеонекроз бути однією з причин виникнення передчасних ускладнень після проведення першого оперативного втручання з встановлення штучного кульшового суглобу.

РОЗДІЛ 2. ПЛАНУВАННЯ ТА ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТІВ, ЇХ РЕЗУЛЬТАТИ ТА АНАЛІЗ ОТРИМАНИХ ДАНИХ

2.1 Мета експериментів

Метою проведення експериментальних досліджень являється визначення температур, які виникають в зоні різання кісткової тканини під час фрезерування фертлюжної западини, а також встановлення кореляції обраних режимів різання з температурами, які спостерігатимуться в зоні оброблення. В результаті проведення відповідних дослідів та аналізу отриманих даних з'явиться можливість дати відповідь на такі важливі запитання: чи може мати місце температурний остеонекроз під час оперативного втручання для проведення протезування штучного кульшового суглобу та якщо матиме місце така проблема, які б рекомендації можна було б надати щодо оптимізації цього процесу та усунення ризику виникнення передчасних ускладнень внаслідок появи температурного остеонекрозу. В подальших підрозділах буде відбуватися опис підготовки зазначених експериментальних досліджень, перебіг проведення експериментів та аналіз отриманих результатів.

2.2 Планування експериментів

2.2.1 Обґрунтований вибір критичної величини температури

На даному етапі необхідно прийняти та обґрунтувати критерій критичної температури, за яким робитиметься висновок щодо того, чи матиме місце температурний остеонекроз в процесі фрезерування фертлюжної западини. Як гадувалося раніше не існує загальноприйнятої величини температури, за якої б з певністю можна було б фактично константувати виникнення температурного пошкодження кісткової тканини.

Тому в різних наукових джерелах фігурують різні величини критично допустимої температури. Проте спільним є наступний фактор. Як зазначалося раніше вплив підвищеної температури необхідно завжди розглядати, враховуючи тривалість даного впливу, адже він відіграє чи не вирішальну роль в появі або відсутності виникнення ускладнень, спричинені температурним остеонекрозом. Наступний графік науковця Лундского хоча і не є загальноприйнятим правилом в даній галузі, проте користується авторитетом і є достатньо поширеним в області досліджень термічного впливу на кісткову тканину. На рисунку 2.1 наведено відповідний графік, який зображує критичні умови, які сприяють виникненню остеонекрозу. На вісі абсцис зображено тривалість впливу відповідних критичних температур, які призводять до виникнення температурного остеонекрозу. Тобто в області графіка, що розташована над критичною лінією існує особливо великий ризик появи некрозу кісткової тканини внаслідок перевищення критичних умов.

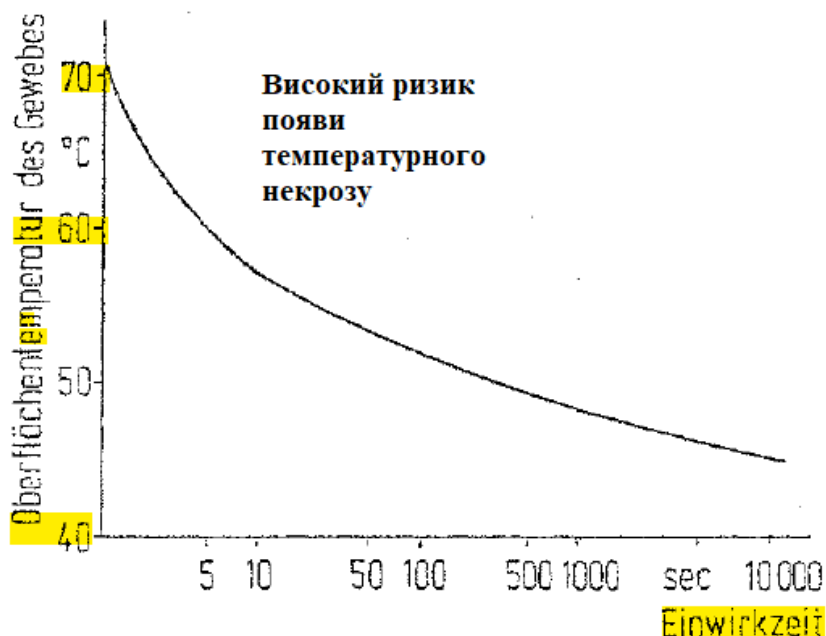


Рисунок 2.1 – Умови появи температурного остеонекрозу[16]

Відповідно до зображеної на рисунку 2.1 графічної залежності було побудовано відповідну математичну модель. При визначенні критичної

температури участь беруть як величина фактично утвореної температури T_V так і тривалість її впливу t_V . Критерієм критичної температури T_S слугуватиме різниця між експериментально виміряною температурою T_V та граничною температурою T_{GL} для виникнення термічного некрозу. Після апроксимації отримано наступну формулу:

$$T_{GL} = 63,55 t_V^{-0,0405}.$$

Таким чином критична температура визначається за наступною формулою:

$$T_S = T_V - 63,55 t_V^{-0,0405}$$

У випадку якщо величина T_S є додатнім числом то з високою вірогідністю має місце температурний некроз кісткової тканини. При від'ємних значеннях вірогідність виникнення термічного некрозу є малою. Величини T_S являється розрахунковою, а T_V величиною, яка вимірюється експериментально, проте невизначеною залишається величина t_V .

Для визначення параметру t_V необхідно звернутися до аналізу перебігу процедури встановлення штучного кульшового суглобу. За статистикою тривалість оперативного втручання для встановлення штучного кульшового суглоба триває близько 60 хвилин. В рідкісних випадках операції можуть проводитися до 1 години 30 хвилин. Проте треба зазначити, що це загальний час проведення оперативного втручання, який не є релевантним для визначення критичної температури, за якої має місце ризик появи термічного остеонекрозу. Для умов проведення дослідження важливим являється час фрезерування вертлюжної западини. Цей крок з заміни кульшового суглобу в середньому триває 1,5 хвилини. В рідкісних випадках, які складають менше 0,3 % проведених операцій цей час збільшується до 3 хвилин. Тому з вірогідністю 99,7% можна стверджувати, що тривалість дії підвищеної температури в зоні різання кульшового суглобу не перевищить 3 хвилин або 180 секунд. Тобто для визначення критерію критичної температури

приймаємо $t_V = 180$ секунд. Підставимо t_V у рівняння $T_{GL} = 63,55 t_V^{-0,0405}$ і отримаємо:

$$T_{GL} = 63,55 \times 180^{-0,0405} = 51,49 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

Для подальших досліджень остаточно приймаємо значення критичної температури з додатковим запасом $51 \text{ }^{\circ}\text{C}$.

2.2.2 Опис кісткоподібного матеріалу для проведення дослідів

Для проведення дослідів було прийнято рішення використовувати кісткоподібний матеріал - пінистий поліуритан. Даний матеріал знайшов своє широке розповсюдження та використання в медицині, як заміник природньої кісткової тканини. Його фізико-механічні та термодинамічні характеристики співпадають з відповідними характеристиками природньої кісткової тканини. В наступній таблиці 2.1 будуть продемонстровані значення характеристик природньої кісткової тканини та кісткоподібного матеріалу поліуритану.

Таблиця 2.1 – Порівняльна характеристика природньої кісткової тканини та кісткоподібного матеріалу.

| Характеристика | Кісткова тканина | Кісткоподібний матеріал |
|-----------------------------------|------------------|-------------------------|
| Питома теплоємність, (Дж/кг×К) | 1420-1530 | 1400-1480 |
| Теплопровідність (Вт/м ×К) | 0,52-0,6 | 0,34-0,40 |
| Модуль Юнга, Е (МПа) | 2,13-2,3 | 2,4-2,55 |
| Густина, (гр/см ³) | 0,2-0,24 | 0,22-0,26 |

Як видно з порівняльної таблиці зазначені параметри кісткоподібного матеріалу дуже схожі або навіть співпадають з характеристиками природньої

кісткової тканини. Питома теплоємність є однаково. Проте треба зазначити певне відхилення теплопровідності поліуритану від кісткової тканини, вона приблизно на 20-25% є нижчою в порівнянні з природньою кісткою. Це означає, що розсіювання теплоти в зоні різання кісткоподібного матеріалу буде слабшим аніж в природній кістці, що може призводити до більшого накопичення теплоти в зоні різання та утворення трохи завищених показів температури. Проте цей факт надає додаткового запасу впевненості при винесенні рішення щодо вірогідності появи температурного остеонекрозу за певних умов оброблення. Модуль Юнга та густина являються співрозмірними та практично однаковими.

Після порівняльного аналізу двох типів речовин, можна сказати, що їх фізико-механічні та термодинамічні параметри є дуже схожими, тому використання обраного кісткоподібного матеріалу являється допустимим для подальшого проведення експериментальних досліджень з визначення температур в зоні різання кісткоподібного матеріалу та визначення оптимальних режимів різання. На рисунку 2.2 зображено зовнішній вигляд кісткоподібного пінистого поліуритану.



Рисунок 2.2 – Кісткоподібний пінистий поліуритан

2.2.3 Вибір методів визначення температури в зоні різання

В попередньому підрозділі було визначено та обґрунтовано значення допустимої критичної температури, яке складає 51 °С. В даному розділі необхідно буде обрати методи визначення температури в зоні різання кісткової тканини. Як зазначалося в попередньому розділі з дослідження методів вимірювання температури в зоні різання в основному використовуються три принципових методи: вимірювання за допомогою термопар, тепловізорів або ж терморечовин. В тому ж розділі було знаведено переваги та недоліки кожного з методів. Було зроблено висновок про те, що терморечовини принципово не підходять для проведення зазначених дослідів, в зв'язку з їх дуже тривалою дією, що в умовах проведення запланованого дослідів є недопустимим.

Аналізуючи вихідні умови та переваги і недоліки кожного з методів було прийнято рішення у запланованих дослідів використовувати обидва методи вимірювання температури: за допомогою термопар та тепловізорів. Такий підхід дасть змогу компенсувати недоліки кожного з методів та додасть впевненості в отриманих результатах та можливість їх співставлення та подальшого порівняння.

2.2.4 Підготовка дослідів з вимірювання температури в зоні різання термопарами

При плануванні проведення експериментальних досліджень було поставлено за мету спробувати досягти максимального наближення експериментальних умов до реальних, які відбуваються під час фрезерування вертлюжної западини.

Для проведення дослідів було використано вертикально-фрезерний верстат з числовим програмним керуванням DMU 60L. Даний верстат забезпечує частотуобертання шпинделя в діапазоні 20-6300 обертів на хвилину та величину подачі від 1 до 5000 міліметрів на хвилину. Управління

даним верстатом відбувається за стійкою керування та являється достатньо простим та зрозумілим. Зазначені основні характеристики верстату повністю задовольняють умовам, які необхідні для проведення дослідів. На рисунку 2.3 Зображено зовнішній вигляд описаного верстату.



Рисунок 2.3 – Зовнішній вигляд використаного верстату

В тисках, які закріплено на фрезерному верстаті відбувається подальше закріплення заготовки для фрезерування. Треба прийняти до уваги, що закріплення має відбутися таким чином, що було забезпечено можливість підводу термопар до зони оброблення заготовки фрезеруванням. На рисунку 2.4 зображено спосіб закріплення заготовки для її подальшого оброблення.



Рисунок 2.4 – Закріплення заготовки

При проведенні дослідів треба звернути увагу на те, що оброблення заготовки не повинно починатися з фрезерування плоскої поверхні заготовки, адже початкові умови оброблення при реальному оперативному втручанні інші. Під час оперативного втручання після видалення природної голівки кульшового суглобу в тазостегновій кістці вже наявна вертлюжна западина певного діаметру. Тому задачею хірурга являється не утворення нової западини, а оброблення наявної, шляхом її розфрезерування. Тому в заготовках потрібно виконати западини тазових кістки певного діаметру. За статистичними даними діаметр природної вертлюжної западини коливається в діапазоні від 38 до 42 міліметрів, а остаточне розфрезерування завершується в діапазоні від 48-52 міліметрів, в залежності від вихідного діаметру та умов перебігу операції. Було прийнято рішення працювати з середніми розмірами діапазонів, тобто прийняти діаметр природної вертлюжної западини 40 мм, а розфрезерованої 50 мм.

Наступним кроком було обрання різального інструменту, який буде використаний для проведення дослідження. На ринку існують

найрізноманітніші конструкції вертлюжних фрез, які зображено на рисунку 2.5.



Рисунок 2.5 - Різноманітні конструкції вертлюжних фрез[16]

Проте на практиці найбільш розповсюдженими являються фрези зображені на рисунку 2.5 під буквою а. Фрези такого типу характеризуються відносно невисокими крутними моментами в процесі оброблення, що особливо важливо для центрування вісі обертання такої фрези хірургом під час реального оперативного втручання. Також такі фрези більш доступні для

придбання на ринку у великому асортименті розмірів. Таким чином було прийнято рішення проводити експерименти з використанням саме такого типу фрез. Набір даних фрез зображено на рисунку 2.6.



Рисунок 2.6 – Набір вертлюжних фрез розміром від 30 до 54 мм

На наступному рисунку 2.7 можна спостерігати встановлення вертлюжної фрези діаметром 40 міліметрів у стержень, який встановлюється у хвостовик SK-40. Таким чином така конструкція повністю готова до подальшого закріплення у шпинделі верстату та подальшого фрезерування.



Рисунок 2.7 – Вертлюжна фреза зі стержнем, закріплена до хвостовика SK-40

На наступному рисунку зображено закріплену заготовку та вертлюжну фрезу, яку встановлено до шпинделя фрезерного верстату.



Рисунок 2.8 – Вертлюжна фреза зі стержнем, закріплена до шпинделя верстату

Згодом було розроблено оптимальну схему розміщення термопар, яка б дала змогу виміряти адекватні значення розподілу температури в залежності від глибини різання. На наступному рисунку зображено обрану схему розташування з шести термопар.

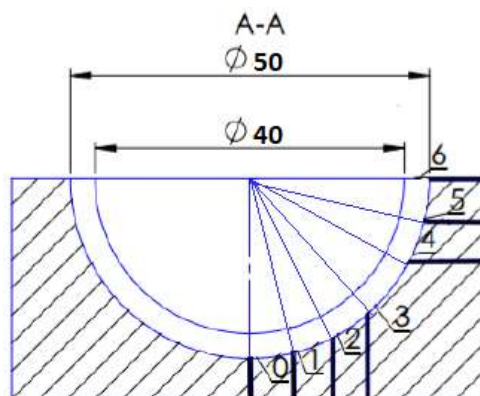


Рисунок 2.9 – Схема розташування термопар

Робочі отвори для встановлення термопар робляться в четверті сфери з інтервалом 15° між отворами. Тобто четверть кола, яка в градусному вираженні складає 90° було поділено на шість рівних секторів, як це зображено на рисунку 2.10.

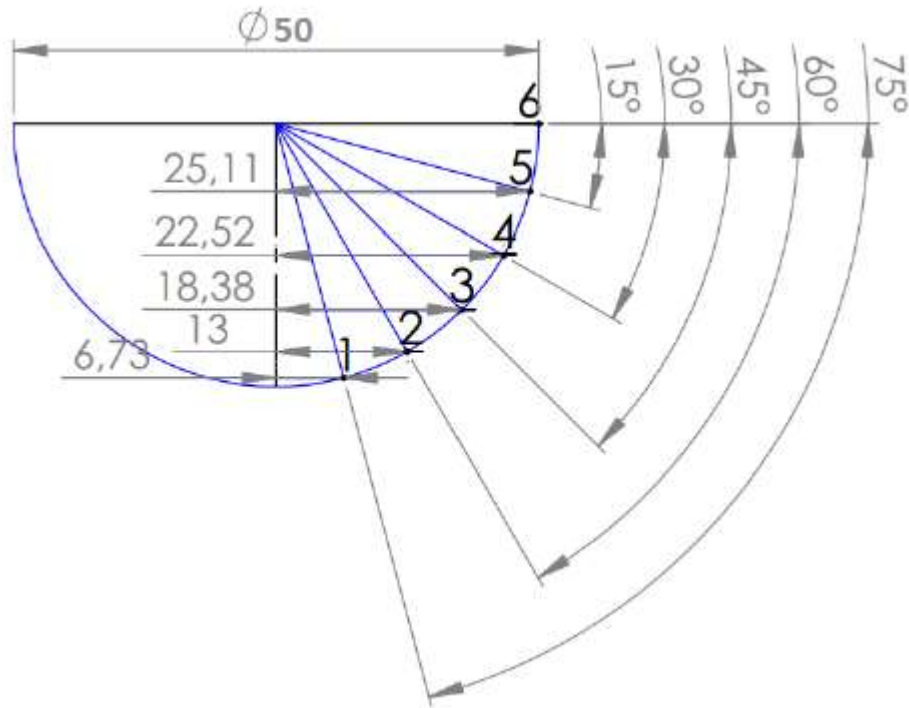


Рисунок 2.10 – Схема розташування термопар

Далі було побудовано точну 3-D модель заготовки з попередньо підготовленими сферичними отворами діаметром 40 міліметрів, за попередньо виміряними її розмірами та знайдено координати в яких необхідно зробити отвори для термопар.

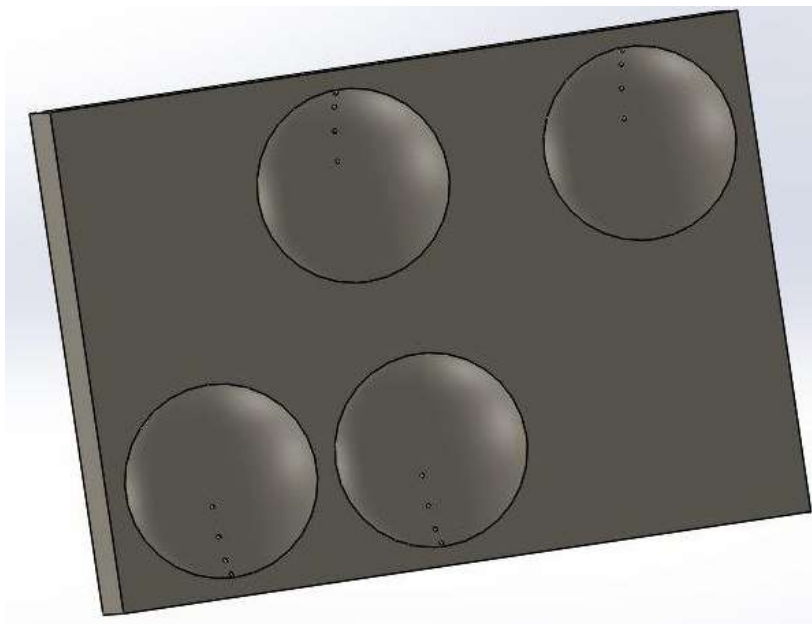


Рисунок 2.11 – 3-D модель з отворами під термопар

Як згадувалося раніше при використанні термопар важливо забезпечити хорошу теплопровідність від зони оброблення безпосередньо до самих термопар. В такому разі необхідно максимально наблизити термопар до зони різання та закріпити їх у відповідних отворах. Тому термопар буде розміщено на відстані 0,3 міліметр від кінцевої поверхні оброблення вертлюжної западини, тобто на концентричній, відносно поверхні западини, поверхні діаметром 50,6 міліметри. Схема розміщення термопар зображено на рисунку 2.12.

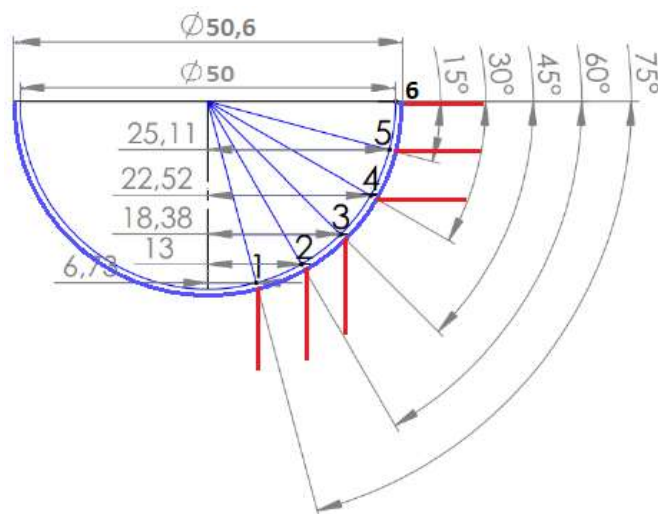


Рисунок 2.12 - Схема розміщення термопар

Також для міцної фіксації термопар було б добре забезпечити їх встановлення з натягом. Для цього достатньо буде зробити отвори під термопару діаметром 1 мм. Такі отвори будуть робитися за допомогою свердління. Використане свердло та пробне встановлення термопар в відповідний отвір зазначені на рисунку 2.13.



Рисунок 2.13 – Встановлення термопар в підготовлений отвір

Забезпечити безпосередню передачу теплоти від зони різання до термопар неможливо, оскільки по-перше при контакті вертлюжної фрези з термопарою може відбутися пошкодження як самої термопару так і різальної кромки вертлюжної фрези, що зробить неможливим її подальше використання, а також значення температур будуть нерелевантними. Тому для теплопередачі необхідно буде застосовувати термопасти з високими показниками теплопровідності. На рисунку 2.13 зображено термопасту та її основні характеристики.

| | | |
|---|--------------------------------|----------|
|  | Характеристика | Значення |
| | Теплопровідність (Вт/м × К) | 10 |
| | Мінімальна температура | -60 °С |
| | Максимальна температура | +200 °С |

Рисунок 2.14 – Термопаста та її основні характеристики

Важливо визначити характеристики термопар. Їх існує багато типів в залежності від матеріалів, які утворюють термопару. Тип матеріалів впливає на гранично допустимі температури, на точність показів та швидкодію.

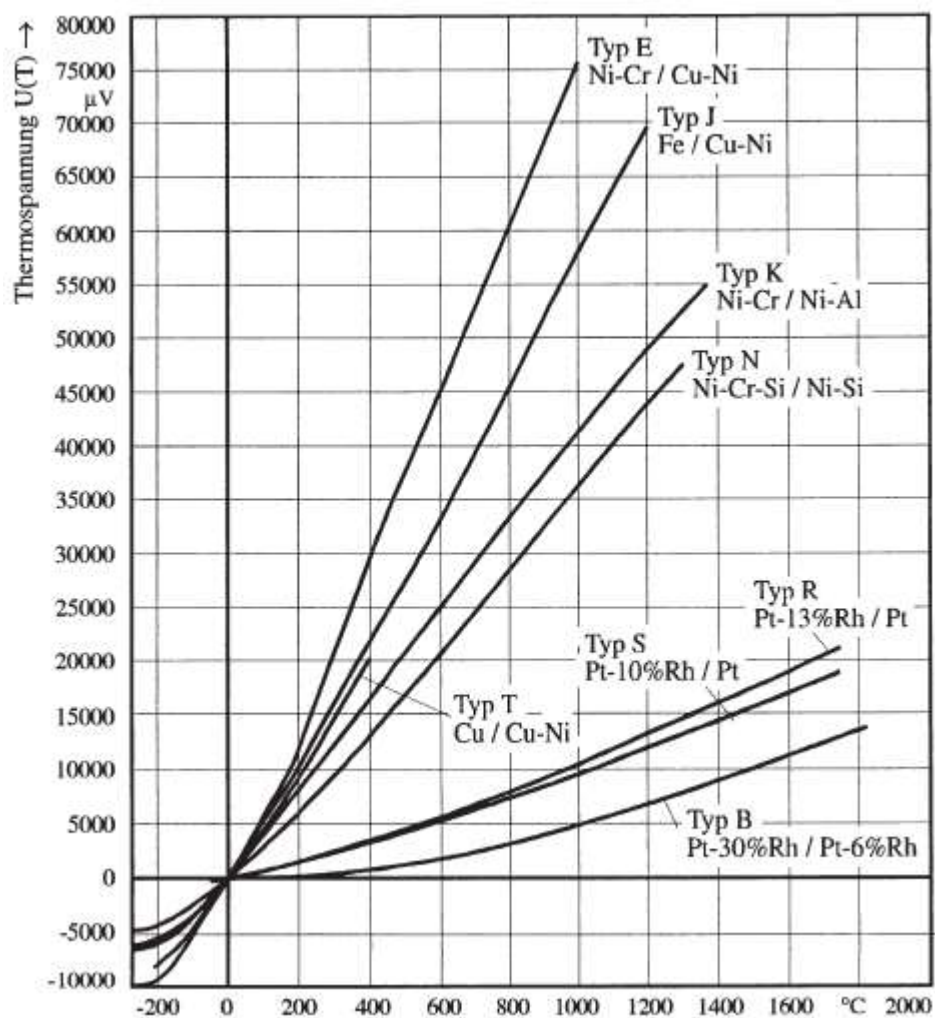


Рисунок 2.15 – Характеристичні лінії різних типів термоелементів[17]

Для нашого дослідження було обрано термопари типу Т. Вони характеризуються високою швидкістю та точністю вимірів, що особливо важливо для проведення експериментів. Для даного типу термопар при вимірі температури теплопровідністю величина швидкодії складає 35 мілісекунд. Тобто це означає, що за умов забезпечення передачі теплоти теплопровідністю, фактична температура вимірюваного джерела тепла буде зафіксована через 35 мілісекунд. Такої швидкодії цілком достатньо для проведення необхідних дослідів. Також точність вимірювання температури термопарами типу Т складає $\pm 0,4\%$ відсотка що також достатньо для проведення запланованих дослідів.

Виведення отриманої температури відбувається шляхом зчитування утвореної напруги на термопарі через аналогово цифровий перетворювач та подальший перерахунок отриманих значень в конкретні значення градусів в градусах Цельсія. Зображення термопар та пінів для їх під'єднання до АЦП наведено на рисунку 2.16.



Рисунок 2.16 - Термопари та піни для їх під'єднання термопар до АЦП

Переведення отриманих значень напруги відбувається за допомоги застосування необхідних формул переведення значень напруги в градуси, які надаються постачальником термопар. Також можна використовувати таблиці відповідності отриманої напруги певним значенням температури. Таку таблицю для термопари типу Т наведено нижче.

Таблиця 2.2 – Відповідність отриманої напруги певним значенням температури. [17]

| T | 0 | -10 | -20 | -30 | -40 | -50 | -60 | -70 | -80 | -90 |
|------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| -200 | -5603,0 | -5753,2 | -5888,5 | -6006,7 | -6105,0 | -6180,4 | -6231,8 | -6257,5 | - | - |
| -100 | -3378,6 | -3656,7 | -3923,0 | -4177,1 | -4419,0 | -4648,5 | -4865,4 | -5069,6 | -5260,8 | -5438,6 |
| 0 | 0 | -383,1 | -756,8 | -1120,9 | -1475,0 | -1819,0 | -2152,7 | -2475,8 | -2787,9 | -3088,9 |

| T | 0 | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 |
|-----|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 0 | 0 | 391,0 | 789,6 | 1196,4 | 1611,8 | 2035,7 | 2468,2 | 2908,9 | 3357,7 | 3814,3 |
| 100 | 4278,5 | 4750,0 | 5228,4 | 5713,8 | 6205,7 | 6704,1 | 7208,8 | 7719,7 | 8236,6 | 8759,5 |
| 200 | 9288,1 | 9822,4 | 10362,2 | 10907,5 | 11457,9 | 12013,4 | 12573,8 | 13139,1 | 13708,9 | 14283,2 |
| 300 | 14861,9 | 15444,9 | 16032,2 | 16623,6 | 17219,1 | 17818,7 | 18422,2 | 19029,7 | 19640,7 | 20255,0 |
| 400 | 20872,0 | - | - | - | - | - | - | - | - | - |

Безпосередньо в досліді вимірювання температур в зоні різання буде досліджуватися з урахуванням поточних параметрів різання, та за можливості після проведення дослідів та аналізу отриманих даних буде визначено залежність температури, яка встановилася в зоні різання від обраних режимів різання.

2.2.4 Планування дослідів з вимірювання температур в зоні різання за допомогою використання тепловізора.

Як зазначалося в попередніх дослідів основним недоліком використання тепловізора являється необхідність його правильного калібрування, тобто визначення випромінювальної здатності інфрачервоних променів кожного конкретного тіла або його тепловіддача, яка позначається літерою ϵ . Кількісно випромінювальна здатність — це відношення енергії теплового випромінювання від поверхні тіла до енергії випромінювання з поверхні абсолютно чорного тіла за однакової температури. Це відношення приймає значення від 0 до 1. Коефіцієнт випромінювальної здатності є дуже важливим, оскільки якщо його не враховувати, то може відбутися невірна інтерпретація отриманих результатів. Тобто наприклад, якщо на тепловізорі

буде встановлено коефіцієнт тепловіддачі 1,0 то в разі якщо фактична температура тіла складатиме скажімо 60 °С і дане тіло матиме коефіцієнт випромінювальної здатності $\varepsilon = 0,7$, то в такому випадку на тепловізорі буде відображено значення температури, яке дорівнюватиме 42 °С. Для прийнятого критерію максимальної температури 51 °С, за якої відбудеться остеонекроз, така б ситуація призвела до невірної інтерпретації та помилкових висновків після проведення дослідження, адже фактично температура тіла складала 60 °С, що не було б «помічено» тепловізором в разі вибору неправильного коефіцієнта випромінювальної здатності.

Для визначення коефіцієнта випромінювальної здатності було запропоновано використати такий алгоритм дій:

1. Помістити заготовку з кісткоподібного пінистого поліуритану до індукційної промислової камери та встановити температуру на 51 °С;
2. В попередньо підготовлені отвори заготовки встановити термопари;
3. Дочкатися теплового балансу та встановлення температури на рівні 51°С;
4. Зробити знімок за допомогою тепловізора;
5. Порівняти фактичну температуру (яку зафіксували термопари) та температуру, яка буде зображена на тепловізорі.
6. Відношення температури зазначеної на тепловізорі, до температури, знятої з термопар (фактичної) буде дорівнювати шуканому коефіцієнту випромінювальної здатності ε ;
7. Коефіцієнт випромінювальної здатності ε знайдено.

Ще однією проблемою при застосуванні даного методу являється недоступність зони різання до її безпосередньої зйомки тепловізором, адже зона оброблення практично повністю перекривається вертлюжною фрезою. Тому необхідно відводити вертлюжну фрезу від вертлюжної западини таким чином, щоб вона була відкритою для проведення знімків

тепловізором. Схематично положення перекритої та відкритої вертлюжної западини зображено на рисунку 2.17.

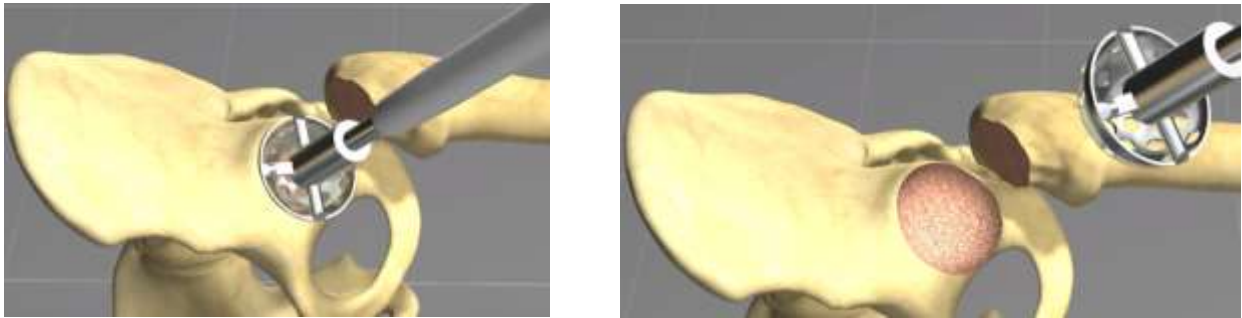


Рисунок 2.17 – Відкрита та закрита вертлюжна западина[17]

Проте існує проблема, що за той час, за який буде відводитися інструмент від зони оброблення відбудеться охолодження обробленої ділянки на певний градус, який позначимо ΔT . Тобто постає завдання віднайти ступень охолодження заготовки, тобто ΔT , яке відбувається за час відводу інструменту. Таким чином фактично встановлена температура T_f дорівнюватиме сумі виміряної температури T_g та ΔT . В результаті отримано наступну розрахункову формулу:

$$T_f = T_g + \Delta T.$$

Для знаходження ΔT запропоновано наступний алгоритм:

1. Провести процес фрезерування вертлюжної западини;
2. За допомогою термопар зафіксувати максимальну температуру, яка виникла при завершенні процесу фрезерування;
3. Відвести вертлюжну фрезу від вертлюжної западини на 150 міліметрів в гору на максимальній швидкості подачі 5000 мм/хв., що займе 1,8 секунди;
4. Фіксується різниця температури ΔT , яка виникає через 1,8 секунди після відведення інструменту на 150 мм за допомогою показів термопар;

5. Після відводу інструменту на 150 мм відбувається відкриття зони вертлюжної западини;
6. За допомогою тепловізора відбувається зйомка вертлюжною западини та зняття показів тепловізора;
7. До вимірної тепловізором температури T_g додається виміряна на попередньому кроці різниця ΔT ;
8. Таким чином за формулою $T_f = T_g + \Delta T$ знаходимо шукану температуру в зоні різання;

Для проведення таких експериментальних досліджень було використано тепловізор PCE-TC 28 з основними характеристиками тазовнішнім виглядом який наведено на рисунку 2.18.

| Характеристика | Значення |
|--|----------------|
| Діапазон вимірювання, °C | -20 до +300 °C |
| Точність вимірювання, % | ±2 % |
| Можливість обрання коефіцієнту випромінювальної здатності, ε | Наявна |
| Частота знімків, Гц | 40 Гц |



Рисунок 2.18 - Зовнішній вигляд тепловізора зі штативом та його основні характеристики[16]

Технічні характеристики тепловізора повністю задовольняють вимогам, які висуваються для проведення дослідження.

На рисунку 2.19 наведено результат одного експериментального дослідження, з визначення температури в зоні фрезерування вертлюжної западини.

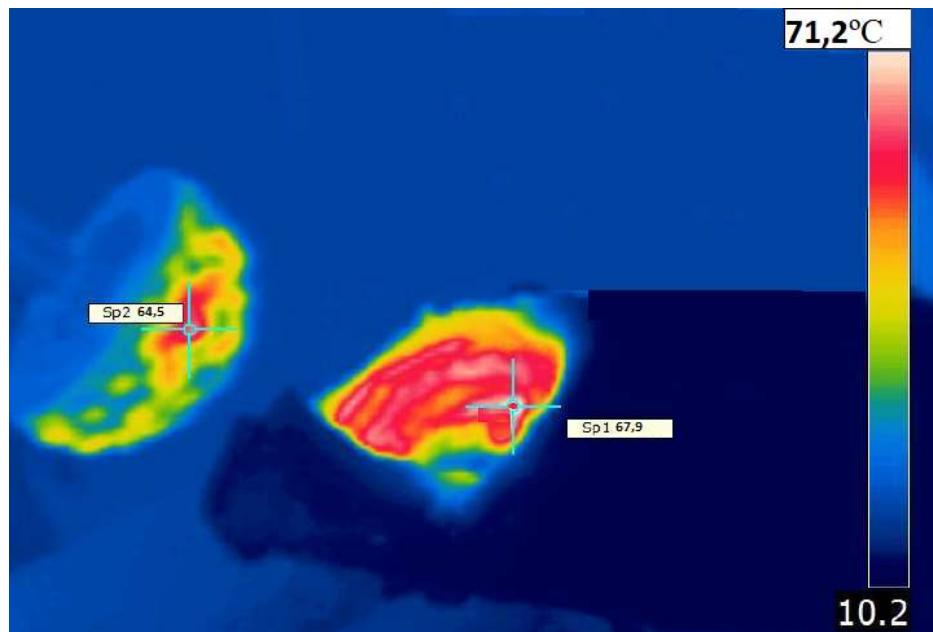


Рисунок 2.19 – Результат вимірювання температури в зоні оброблення кісткоподібного матеріалу різанням з використанням тепловізора

2.3 Проведення експерименту

2.3.1 Експериментальне дослідження температури за допомогою термопар

У попередньому розділі було детально описано планування проведення експерименту за допомогою вимірювання температури термопарами. Покроково виконання експерименту полягало в наступному: отримано заготовку з пінистого поліуритану, що виконує функцію кісткоподібного матеріалу, дана заготовка встановлюється на столі вертикально-фрезерного верстату для утворення в ній попередніх отворів вертлюжних западин діаметром 40 міліметрів. На даних заготовках у визначених місцях для встановлення термопар виконуються наскрізні отвори за допомогою свердління діаметром 1 міліметр. В дані отвори встановлюються термопари на чітко визначену глибину, таким чином щоб кінці термопар було розташовано

на колі діаметром 50,6 міліметри, тобто забезпечити розташування термопар на відстані 0,3 міліметри від поверхні зони різання. Встановлені термопари

через піни під'єднуються до аналогово-цифрового перетворювача, який виводить отримані дані на портативний компютер. Відбувається встановлення вертлюжної фрези діаметром 50 міліметрів до шпинделя верстату. Задаються режими різання та відбувається фрезерування вертлюжної западини. Хотілося б зупинитися на виборі режимів різання.

Для обрання режимів різання, таких як швидкість подачі та частота обертів шпинделя було приділено велику увагу реальним умовам, за яких відбувається оперативне втручання для встановлення штучного кульшового суглобу. Після аналізу таких умов виявилось, що встановлення величини подачі має певні обмеження, які визначаються способом роботи хірурга, який виконує фрезерування вертлюжної западини. Особливо величина подачі залежить від сили натиску, з якою тисне хірург для заглиблення та розфрезерування вертлюжної западини. В середньому ця сила складає 100-150 Н та постійно коливається під час проведення операції. За допомогою динамометричної плити та симуляції оброблення вертлюжної западини було встановлено, що подача за реальних умов знаходиться в середньому в діапазоні від 4 до 6 мм/хв. Рисунок, який зображує проведення симуляції фрезерування вертлюжної западини наведено нижче.



Рисунок 2.19 – Проведення симуляції фрезерування вертлюжної западини

В умовах експериментального дослідження було прийнято подачу 5 мм/хв, яка буде незмінною при проведенні досліду. Під час проведення дослідження змінною буде частота обертання шпинделя. Зазвичай виробники вертлюжних фрез стандартного зразку які було наведено в попередньому розділі радять використовувати частоту обертів шпинделя в діапазоні $n = 200 - 400$ об./хв. В такому випадку для визначення оптимального варіанту частот обертання було проведено фрезерування за наступних частот обертання $n_1 = 200$ об./хв., $n_2 = 300$ об./хв. та $n_3 = 400$ об./хв.

Під час фрезерування кісткоподібного матеріалу було проведено зчитування напруги, яка утворилася на термопарах та перетворення цих даних в значення градусів Цельсія.

В результаті проведених експериментів було отримано та проаналізовано дані, на основі яких було побудовано відповідні графіки та складено таблиці.

Як згадувалося раніше в кожній точці фіксації термопари буде встановлена своя швидкість різання за рахунок зміни радіусу обертання інструменту. Для розрахунку швидкостей різання в кожній точці було використано наступну формулу

$$r_i = r_0 \times \cos \alpha$$

де r_i – радіус обертання i -тої точки, r_0 – радіус півсфери фрези, α – кут між лінією максимального радіуса і лінією, що з'єднує точки осей обертання із точками встановлення термопар. На рисунку 2.20 зображено радіуси обертання вертлюжної фрези на рівні встановлення кожної з шести термопар.

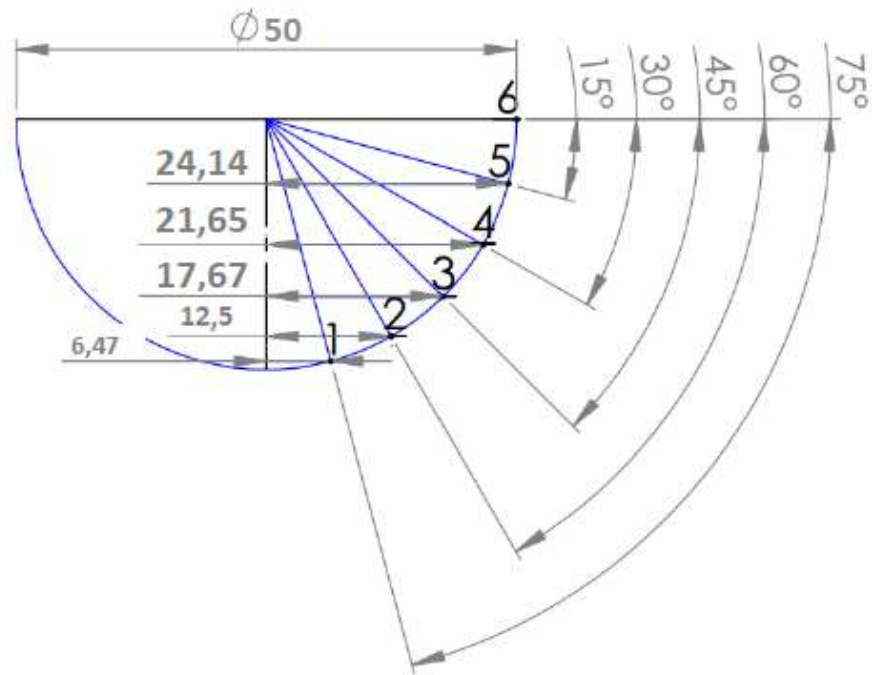


Рисунок 2.20 – Радіуси обертання вертлюжної фрези в робочих точках термопар

Швидкість різання визначали за формулою:

$$V_i = \frac{\pi \cdot 2r_i \cdot n}{1000}$$

де V_i – швидкість різання, n – кількість обертів фрези за хвилину.

Таким чином, внаслідок проведених експериментів було отримано дані, які зображено в наступній таблиці.

Таблиця 2.2 – Результати вимірювання температури в зоні оброблення кісткової тканини за допомогою термопар.

| Робоча точка | Частота обертів шпинделя, n (об./хв) | Швидкість різання, м/хв | Максимальна температура в кістці, °C |
|--------------|--|-------------------------|--------------------------------------|
| 1 | 200 | 8,130442 | 38,3 |
| 2 | | 15,70796 | 42,7 |
| 3 | | 22,20478 | 45,3 |
| 4 | | 27,20619 | 47,6 |

| | | | |
|--|-----|----------|------|
| 5 | | 30,33522 | 48,8 |
| 6 | | 31,41593 | 49,6 |
| 1 | 300 | 12,19566 | 41,6 |
| 2 | | 23,56194 | 48 |
| 3 | | 33,30717 | 52,4 |
| 4 | | 40,80929 | 56,4 |
| 5 | | 45,50283 | 58,2 |
| 6 | | 47,12389 | 59,1 |
| 1 | 400 | 16,26088 | 45 |
| 2 | | 31,41593 | 54,3 |
| 3 | | 44,40955 | 61,2 |
| 4 | | 54,41238 | 65,1 |
| 5 | | 60,67044 | 67,9 |
| 6 | | 62,83185 | 69 |
| Середнє значення температур на всіх робочих точках | | | 52,8 |

За отриманими даними було побудовано графіки залежності температури, яка утворилася в зоні різання для трьох груп частот обертання шпинделя $n_1 = 200$ об./хв., $n_2 = 300$ об./хв. та $n_3 = 400$ об./хв. Відповідний графік зображено на рисунку 2.21.

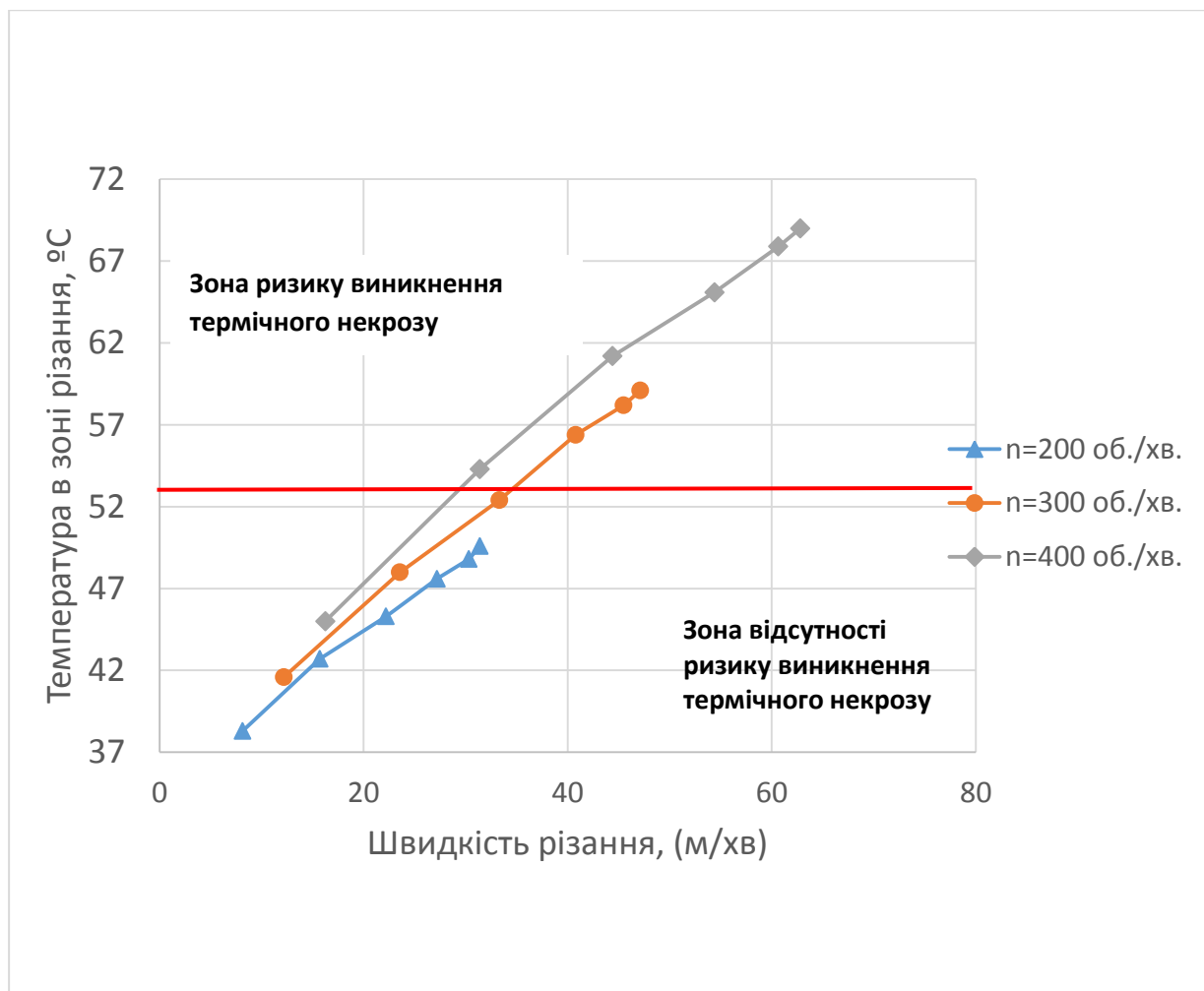


Рисунок 2.21 – Графік залежності температур, що виникають в зоні різання від частоти обертання шпинделя

В результаті проведення запланованого дослідження було встановлено, що в двох із трьох обраних для дослідження режимів різання з високою вірогідністю матиме місце термічний остеонекроз. А саме при встановленні частот обертання шпинделя на $n_2 = 300$ об./хв. та $n_3 = 400$ об./хв. Адже температури, які досягалися під час проведення експерименту перевищували попередньо обрану критичну температуру в 51°C . В результаті проведення експерименту було помічено кореляцію температурних значень із встановленою швидкістю різання, а саме: при підвищенні швидкості різання спостерігається стабільне підвищення температури в зоні оброблення кісткоподібного матеріалу. Також помітною є тенденція до накопичення теплоти в зоні різання, оскільки навіть за однакових швидкостей, які

встановлювались в різних робочих точках за різних швидкостей обертання шпинделя, відбувалося накопичення теплоти від більш нагрітих областей в зоні різання. Таким чином видно, що навіть за однакових швидкостей різання, температура в робочих точках експериментів, які проводилися за більш високих частот обертання шпинделя є більшою.

2.3.2 Експериментальне дослідження температури за допомогою тепловізора

У попередньому розділі було детально описано планування проведення експерименту за допомогою вимірювання температури тепловізором. Покроково виконання експерименту полягало в наступному: визначення випромінювальної здатності заготовки ϵ . Таким чином після виконання вказаного раніше наведеного алгоритму було розраховано коефіцієнт тепловіддачі, який для пінистого поліуритану складає $\epsilon = 0,67$. Дану величину було занесено до тепловізора перед вимірюванням температури. В наступному кроці відбувалося визначення величини ΔT та її додавання до показів тепловізора, які записувались одразу після відводу вгору вертлюжної фрези та звільнення обробленої зони від різального інструменту. Таким чином за формулою $T_f = T_g + \Delta T$ було розраховано температуру в зоні оброблення кістковоподібного матеріалу при виконанні експериментальних досліджень. Дослідження температури в зоні оброблення кістковоподібного матеріалу за допомогою тепловізора проводилося паралельно з аналогічним дослідженням з визначення температури за допомогою термопар. Такий піхід дає можливість провести більш якісне порівняння значень, отриманих наведеними методами, адже за такого підходу зменшується вплив випадкової похибки.

Внаслідок проведення експериментів з визначення температури в зоні оброблення кістковоподібної речовини було отримано наступні значення температур.

Таблиця 2.3 – Результати вимірювання температури в зоні оброблення кісткової тканини за допомогою тепловізора.

| Робоча точка | Частота обертів шпинделя, n (об./хв) | Швидкість різання, м/хв | Максимальна температура в кістці, °C (T_f) |
|--|--|-------------------------|--|
| 1 | 200 | 8,130442 | 41 |
| 2 | | 15,70796 | 46 |
| 3 | | 22,20478 | 48,2 |
| 4 | | 27,20619 | 50,4 |
| 5 | | 30,33522 | 51,9 |
| 6 | | 31,41593 | 52,6 |
| 1 | 300 | 12,19566 | 44,8 |
| 2 | | 23,56194 | 50,9 |
| 3 | | 33,30717 | 55,3 |
| 4 | | 40,80929 | 59,3 |
| 5 | | 45,50283 | 61 |
| 6 | | 47,12389 | 62,2 |
| 1 | 400 | 16,26088 | 48 |
| 2 | | 31,41593 | 57,5 |
| 3 | | 44,40955 | 64,1 |
| 4 | | 54,41238 | 68 |
| 5 | | 60,67044 | 70,8 |
| 6 | | 62,83185 | 71,8 |
| Середнє значення температур на всіх робочих точках | | | 55,76 |

За отриманими даними було побудовано графіки залежності температури, яка утворилася в зоні різання для трьох груп частот обертання

шпинделя $n_1 = 200$ об./хв., $n_2 = 300$ об./хв. та $n_3 = 400$ об./хв.
Відповідний графік зображено на рисунку 2.22.

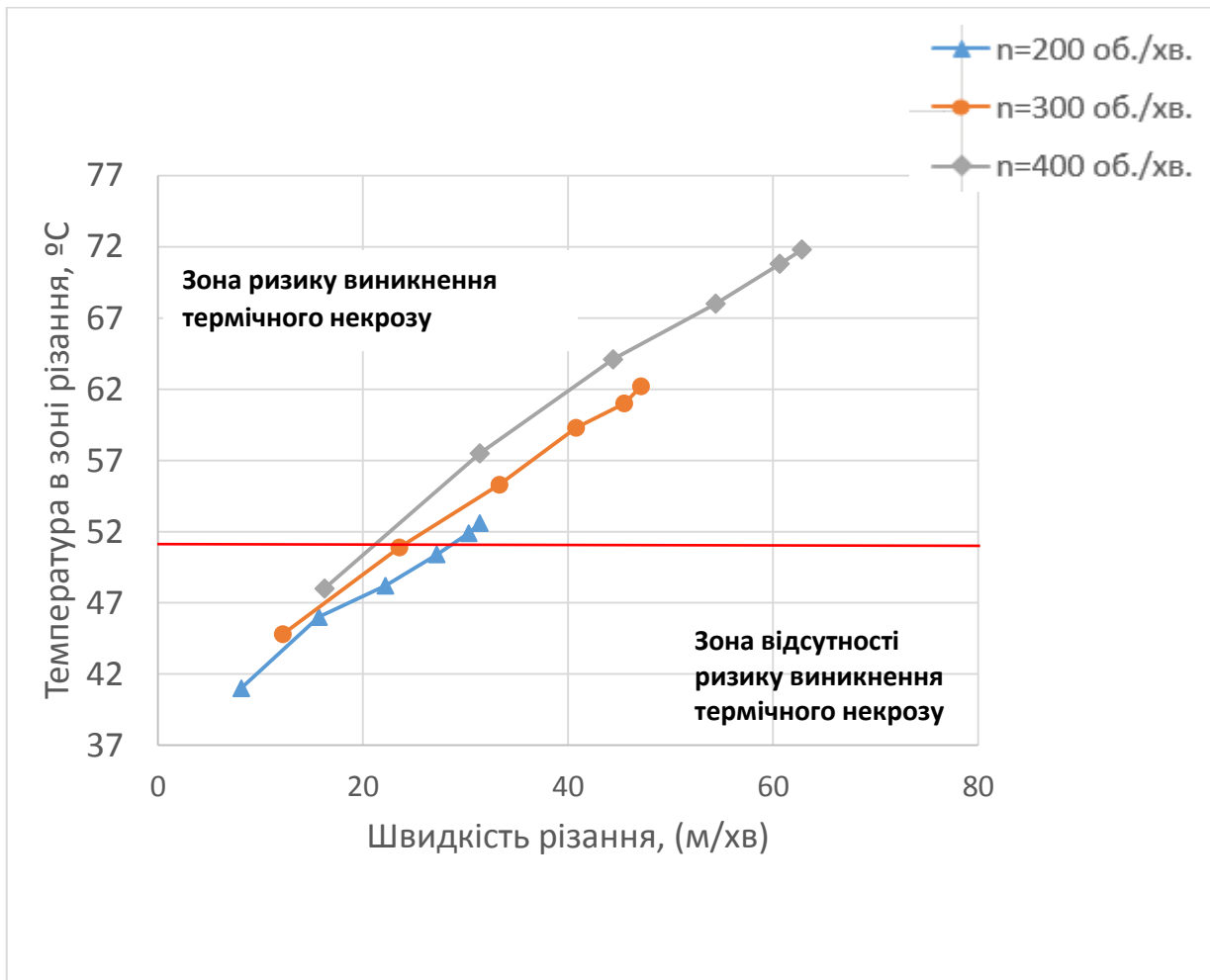


Рисунок 2.22 – Графік залежності температур, що виникають в зоні різання від частоти обертання шпинделя

Внаслідок проведення експериментального дослідження з вимірювання температури в зоні оброблення кісткоподібного матеріалу за допомоги тепловізора було побудовано відповідні графіки. Аналізуючи отримані дані, можна сказати, що результати двох методів вимірювання температури співрозмірні, проте мають все ж таки відхилення. В досліді з вимірювання температури тепловізором навіть за більш низьких частот обертання шпинделя при $n_1 = 200$ об./хв. було помічено, що не в кожній робочій точці

встановилася безпечна температура. В п'ятій та шостій робочих точках температура склала 51,9 °C та 52,6 °C відповідно.

2.3.3 Висновки розділу

В ході проведення експериментів було отримано необхідні дані для їх подальшого аналізу та порівняння. За відповідними даними було побудовано графіки залежності утворених в зоні різання температур від швидкості різання. Також було дано якісну оцінку отриманих результатів, а саме висновок про те, чи існує ризик виникнення термічного остеонекрозу в кожній робочій точці. Порівнюючи два методи було помічено різницю в отриманих результатах. При виконанні першого дослід з вимірювання температури за допомогою термопар було отримано середню температуру 52,8 °C при розрахуванні середнього значення отриманих результатів при вимірюванні температур тепловізором було отримано значення 55,76 °C, тобто на 2,94 °C більше ніж при першому досліді.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

1. Аналіз попередніх досліджень наукових робіт показав, що вивчення процесу фрезерування вертлюжної западини майже не проводилося науковцями, що підтверджує актуальність виконаної роботи.

2. В роботі було запропоновано прийняти обґрунтований критерій максимально допустимої температури, перевищення якої веде до високої ймовірності появи термічного остеонекрозу. Ця величина склала 51°C та її вибір було обґрунтовано. За температур, які являються нижче зазначеної в даних умовах оброблення ризик виникнення остеонекрозу практично відсутній.

3. Отримані за допомогою дослідів результати показали, що при проведенні оперативного втручання для встановлення кульшового суглобу може мати місце виникнення термічного остеонекрозу, адже було зафіксовано перевищення критичної температури 51°C в деяких робочих точках, тому даний процес має потенціал до його оптимізації.

4. Результати експериментів показали, що збільшення швидкості різання веде до збільшення температури в зоні різання, тому необхідно звернути увагу саме на цю складову параметрів різання.

6. Для порівняння результатів було проведено вимірювання температури в зоні різання двома способами: за допомогою термопар та тепловізорів. Хоча і було зафіксовано середнє відхилення температури у розмірі $2,94^{\circ}\text{C}$ це відхилення з незначними коливаннями зберігалось при визначенні температури на кожній робочій точці. Така ситуація дає змогу припускати наявність систематичної помилки, яку можна буде вирішити.

7. Внаслідок перевищення критичної температури в більшій кількості робочих точок, можна стверджувати про необхідність заходів щодо необхідності оптимізації проведення операції з встановлення штучного кульшового суглобу. В подальшому необхідно розробити можливі заходи

щодо охолодження зони різання вертлюжної западини під час її фрезерування.

8. Аналіз стартап-проекту для оптимізації технології виконання операції із встановлення штучного кульшового суглобу із функцією охолодження показав, що ринок є привабливим, а унікальність проекту може гарантувати його перспективність.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Найчастіші операції в німецьких лікарнях. Режим доступу: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/695198/umfrage/haeufigste-operationen-in-deutschen-krankenhaeusern/>. Дата виклику: 05.11.18.
- [2] C. Lüring. Künstliche Hüftgelenke Wege aus dem Schmerz.—Springer, 2010.—143с.
- [3] Імплантація штічних кульшових суглобів в німецьких лікарнях. Режим доступу: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/785136/umfrage/implantationen-kuenstlicher-hueftgelenke-in-deutschen-krankenhaeusern/>. Дата виклику: 05.11.18.
- [4] Імплантації за віковими групами. Режим доступу: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/785143/umfrage/implantationen-kuenstlicher-hueftgelenke-in-deutschen-krankenhaeusern-nach-alter/>. Дата виклику: 05.11.18.
- [5] Структура населення Європейського союзу. Режим доступу: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/248980/umfrage/altersstruktur-in-der-europaeischen-union-eu/>. Дата виклику: 05.11.18.
- [6] Частка населення від 15 до 64 років у Німеччині. Режим доступу: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/237683/umfrage/anteil-der-bevoelkerung-zwischen-15-und-64-jahren-in-deutschland/>. Дата виклику: 05.11.18.
- [7] Частка населення від 65 років у Німеччині. Режим доступу: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/548267/umfrage/anteil-der-bevoelkerung-ab-65-jahren-und-aelter-in-deutschland/>. Дата виклику: 05.11.18.
- [8] М. Сапин, Анатомия человека: учебник в 3 т., Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2007. — Т.1. — 608 с..
- [9] Типи ендопротезів кульшового суглобу. Режим доступу: <http://altermedica.ru/typy-e-ndoprotezov-tazobedrennogo-sustava/>. Дата виклику: 07.11.18.
- [10] Steps for a hip replacement. Режим доступу: <https://www.verywellhealth.com/steps-of-a-hip-replacement-2549548>. Дата виклику: 07.11.18.
- [11] Людина. / Навч. посібник з анатомії та фізіології., Львів, 2002.

- [12] PINNACLE Surgical Technique Brochure (9068-80-050) PINNACLE Hip Solutions [брошура].
- [13] THA implants and acetabulum shell. Режим доступа: <https://hipandkneebook.com/new-blog/2017/3/13/tha-implants-acetabulum-shell>. Дата виклику: 08.11.18.
- [14] B. Denkena. Spanen./ B. Denkena, H. K. Tönshoff .–Springer, 2011.–436с.
- [15] A. Fuchsberger. Die schädigende Temperatur bei der spanenden Knochenbearbeitung./ A. Fuchsberger// *Unfallchirurgie*.–1988.– с. 173-183
- [16] H. Bleß, M. Kip. Weißbuch Gelenkersatz/ H. Bleß, M. Kip. –Springer, 2017.– 150с.
- [17] Endoprothesenregister Deutschland. Jahresbericht.–2016.
- [18] Boneremodelling. Режим доступа: <https://www.york.ac.uk/res/bonefromblood/background/boneremodelling.html>. Дата виклику: 10.11.18.